

Technická univerzita v Liberci

Fakulta strojní

Katedra mechaniky pružnosti a pevnosti

Magisterský studijní program: M 2301 Strojní inženýrství

Obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika

Zaměření: Inženýrská mechanika

POROVNÁNÍ EXPERIMENTÁLNÍ A VÝPOČTOVÉ SVALOVÉ AKTIVITY PŘI FLEXI PAŽE

COMPARISON OF EXPERIMENTAL AND COMPUTATIONAL MUSCLE ACTIVITY DURING FLEXION OF THE ARM

Marcela Kohoutová

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D. – TU v Liberci

Konzultant: Ing. Jiří Blekta, Ph.D. – TU v Liberci

Počet stran: 68

Počet příloh: 5

Počet tabulek: 3

Počet obrázků: 24

Počet grafů: 11

Datum: 27. 5. 2013



ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Jméno a příjmení: **Marcela KOHOUTOVÁ**
Studijní program: **N 2301 Strojní inženýrství**
Obor: **3901T003 Aplikovaná mechanika**
Zaměření: **Inženýrská mechanika**

Ve smyslu zákona č. 111/1998 Sb. o vysokých školách se Vám určuje diplomová práce na téma:

Porovnání experimentální a výpočtové svalové aktivity při flexi paže

Zásady pro vypracování:

1. Proved'te rešerši z odborné literatury na téma analýza prostorového lidského pohybu a měření svalové aktivity.
2. Proved'te měření flexe paže pomocí optického systému Pontos a pomocí EMG přístroje.
3. Transformujte naměřené prostorové souřadnice do softwaru LifeModeler/ADAMS na model horní pravé paže a analyzujte svalovou aktivitu předdefinovaného svalstva v modelu.
4. Hodnoty získané z EMG použijte k určení svalových sil pomocí Hillova svalového modelu.
5. Porovnejte hodnoty vypočtené pomocí Hillova svalového modelu s hodnotami, které vygeneroval LifeModeler.
6. Zhodnoťte a případně navrhněte novou metodiku.

Forma zpracování diplomové práce:

- průvodní zpráva: písemná s přílohou, včetně elektronických verzí (*.doc, *.pdf)





Seznam literatury:

Čihák, J.: Anatomie I, Grada Publishing 2001

Fung Y.C.: Biomechanics, Springer 1996

Vedoucí diplomové práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Konzultant diplomové práce: Ing. Jiří Blekta, Ph.D.



prof. Ing. Miroslav Václavík, CSc.

vedoucí katedry

doc. Ing. Miroslav Malý, CSc.

děkan FS

V Liberci dne 18.2.2013

Platnost zadání diplomové práce je 15 měsíců od výše uvedeného data (v uvedené lhůtě je třeba podat přihlášku ke SZZ). Termíny odevzdání diplomové práce jsou určeny pro každý studijní rok a jsou uvedeny v harmonogramu výuky.



POROVNÁNÍ EXPERIMENTÁLNÍ A VÝPOČTOVÉ SVALOVÉ AKTIVITY PŘI FLEXI PAŽE

COMPARISON OF EXPERIMENTAL AND COMPUTATIONAL MUSCLE ACTIVITY DURING FLEXION OF THE ARM

ABSTRAKT:

Tato diplomová práce shrnuje poznatky týkající se stavby a mechaniky svalů, elektromyografie, Hillova svalového modelu a kinematické analýzy pohybu člověka. Dále je zaměřena na získávání průběhu svalové aktivity při flexi a extenzi horní končetiny v loketním kloubu získané pomocí elektromyografie a pomocí matematického výpočtu založeného na Hillově modelu.

Klíčová slova:

Elektromyografie, analýza pohybu člověka, svalová aktivita, Hillův model svalu

ABSTRACT:

This final year project summarizes the knowledge of muscle construction and mechanics, electromyography, Hill-type muscle model and kinematic analysis of human movement by optic system. It is aimed to gain muscle activity during flexion and extension of the upper limb. The gained experimental data were consequently compared with a mathematical calculation based on Hill's model.

Keywords:

Electromyography, analysis of human movement, muscle activity, Hill-type muscle model

Zpracovatel: TU v Liberci, KMP

Dokončeno: 2013

Archivní označ. zprávy:

PROHLÁŠENÍ

Místopřísežně prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury pod vedením vedoucího a konzultanta.

V Liberci,

Poděkování

Velké poděkování patří vedoucímu mé práce panu doc. Ing. Čapkovi, Ph.D. za jeho rady a vstřícnost. Panu Ing. Blektovi, Ph.D. děkuji za čas, který mi věnoval a pánům doktorandům a spolužákům za jejich účast při prováděných měření. V neposlední řadě bych ráda poděkovala svým blízkým za to, že mě podporovali nejen po dobu psaní této práce, ale v průběhu celého studia.

Obsah:

Seznam obrázků.....	9
Seznam grafů.....	10
Seznam použitých zkratek a symbolů.....	11
Seznam latinských výrazů a lékařských názvů.....	13
1 Úvod.....	14
2 Svalová soustava.....	15
2.1 Příčně pruhovaná svalová vlákna	15
2.2 Typy svalových vláken.....	16
2.3 Funkce svalu.....	17
2.4 Druhy svalů	18
2.5 Inervace svalů, akční potenciál	18
3 Elektromyografie	20
3.1 Elektrody	20
3.2 Elektromyograf.....	21
3.3 Snímání elektrických dějů	22
3.4 Zpracování a vyhodnocení signálu.....	22
3.4.1 Zesílení signálu	22
3.4.2 Filtrování signálu	23
3.4.3 Další úprava signálu	23
3.4.4 Normalizování signálu	24
3.5 Faktory ovlivňující průběh snímaného EMG signálu	24
3.5.1 Závislost EMG signálu na síle	24
3.5.2 Časové zpoždění a rychlost vedení signálu.....	25
3.6 Chyby při měření.....	25
3.6.1 Chyby při měření pomocí elektromyografu	26
4 Analýza pohybu	27
5 Kinematická analýza pohybu člověka	28
5.1 3D videografická vyšetřovací metoda	29
5.1.1 Fáze videografické vyšetřovací metody.....	30
5.1.2 Výstupy 3D videografické vyšetřovací metody.....	35
5.1.3 Úprava dat	35
5.1.4 Chyby vzniklé při provádění videografické vyšetřovací metody	36

6	Pontos.....	37
7	Zjišťování síly ve svalech pomocí Hillovy metody	39
7.1	Původní Hillova rovnice.....	39
7.2	Hillův model svalu	40
7.2.1	Výpočet síly v pasivním členu (F_{PE})	41
7.2.2	Výpočet síly v aktivním členu (F_{CE})	42
8	LifeModeler	45
8.1	Modelování lidského těla v programu LifeModeler.....	45
8.2	Definování svalů v programu LifeModeler	45
8.2.1	Formulace otevřené smyčky u jednoduchých svalů.....	46
8.2.2	Formulace otevřené smyčky svalů Hillova typu	46
8.2.3	Formulování svalů v uzavřených smyčkách	46
9	Svalová aktivita při flexi paže	48
9.1	Měření pomocí EMG.....	49
9.2	Zpracování signálu	52
9.3	Analýza pohybu pomocí systému Pontos.....	54
9.4	Simulace pohybu v programu LifeModeler	58
9.4.1	Simulace s použitím jednoduchého modelu svalů	59
9.4.2	Simulace s použitím svalů Hillova typu	60
9.5	Výsledky měření a jejich porovnání.....	61
10	Závěr	64
	Použitá literatura.....	66
	Seznam příloh	68

Seznam obrázků:

Obrázek 2.1: Stavba kosterního svalu	15
Obrázek 2.2: Nervový přenos	19
Obrázek 3.1: Elektrody a) Povrchová elektroda, b) Jehlová elektroda.....	20
Obrázek 5.1: Stroboskop a stroboskopický záznam tenisového podání	29
Obrázek 5.2: Schéma pro analýzu pohybu při použití 3D vyšetřovací metody	30
Obrázek 5.3: Možnosti umístění kamer při 3D videografické vyšetřovací metodě ..	32
Obrázek 5.4: Rozdíl mezi nezdeformovaným a zdeformovaným bodem	34
Obrázek 5.5: Základní zdroje chyb při videografické vyšetřovací metodě	36
Obrázek 6.1: Systém Pontos	37
Obrázek 7.1 : Hillův model svalu	40
Obrázek 9.1: Flexe a extenze loketního kloubu	48
Obrázek 9.2: Svalstvo horní končetiny	49
Obrázek 9.3: Elektroda MA – 411 EMG	50
Obrázek 9.4: Měření svalové aktivity pomocí elektromyografu	50
Obrázek 9.5: Systém použitý k měření EMG signálu	51
Obrázek 9.6: Ukázka naměřeného signálu při flexi paže s nulovou zátěží.....	51
Obrázek 9.7: Značky určené k označení důležitých bodů.....	55
Obrázek 9.8: Snímek z pravé a levé kamery před a po očíslování markerů	56
Obrázek 9.9: 3D zobrazení markerů	57
Obrázek 9.10: Rozdělení bodů.....	57
Obrázek 9.11: Směr a velikost posunutí bodů	58
Obrázek 9.12: Model těla v programu LifeModeler	59
Obrázek 9.13: Nastavení parametrů servoregulátoru.....	60
Obrázek 9.14: Nastavení parametrů u svalstva Hillova typu	61

Seznam grafů:

Graf 7.1 : Závislost mezi rychlostí kontrakce svalu a jeho zatížením	40
Graf 7.2: Závislost mezi relativní silou ve svalu a relativní délkou svalu (f_L křivka)	44
Graf 7.3: Závislost relativní síly na relativní rychlosti kontrakce (f_H křivka).....	44
Graf 9.1: Část naměřeného EMG signálu z m. biceps brachii v závislosti na čase (extenze a flexe paže bez zátěže)	52
Graf 9.2: Naměřený signál po provedení Offsetu	52
Graf 9.3: Absolutní hodnota z naměřeného signálu.....	53
Graf 9.4: Signál vyhlazený pomocí metody plovoucího průměru	53
Graf 9.5 Maximální izometrická síla naměřena na m. biceps brachii.....	53
Graf 9.6: Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu bez zátěže (subjekt C).....	54
Graf 9.7: Průběh Aktivační křivky při jedné periodě flexe a extenze.....	62
Graf 9.8: Průběh EMG signálu při jedné periodě flexe a extenze	62

Seznam použitých zkratk a symbolů

$A(t)$	aktivační křivka
a, b, P_0 [-]	konstanty z Hillovy rovnice
ADC	analogově digitální převodník
Asym	asymptota poměrného prodloužení
CE	aktivní prvek
CE_{ml} [-]	maximum relativní síly
CE_{sh} [-]	udává závislost mezi silou a rychlostí při zkrácení svalu
CE_{shl} [-]	udává závislost mezi silou a rychlostí při prodloužení svalu
CT	počítačová tomografie
EMG	elektromyografie
F [N]	síla ve svalu
F_{CE} [N]	síla v aktivním členu svalu
f_H [-]	parametr závislosti normalizované svalové síly na rychlosti kontrakce
f_L [-]	parametr závislosti normalizované svalové síly na délce svalu
F_{max} [N]	maximální izometrická síla ve svalu
F_{PE} [N]	síla v pasivním členu svalu
IEMG	integrované EMG
k [N/m ²]	klidová tuhost
l [m]	délka svalu
l_{curr} [m]	okamžitá délka svalu
l_{free} [m]	volná délka svalu
l_r [m]	délka svalu
l_{ref} [m]	referenční délka svalu
l_{rest} [m]	počáteční volná délka svalu
MBD	dynamika soustavy těles
m_m [kg]	hmotnost svalu
MRI	magnetická rezonance
$pCSA$ [m ²]	fyzilogický průřez svalu
PE	pasivní prvek
PID	proporcionálně integračně derivační regulátor

s [m]	délka sarkomery
S_{free} [m]	průměrná volná délka sarkomery
S_k	konstanta určující tvar křivky
S_{ref} [m]	referenční délka sarkomery
S_{rest} [m]	klidová délka sarkomery
v [m/s]	rychlost kontrakce svalu
v_{curr} [Nm/s]	okamžitá rychlost kontrakce svalu
v_{max} [m/s]	maximální rychlost zkrácení svalu
v_r [-]	relativní rychlost kontrakce
x	skutečná hodnota
x'	hodnota získaná při měření
α [°]	úhel zpeření svalu
ε [-]	poměrné prodloužení svalu
ρ [kg/m ³]	hustota svalu
σ [N/m ²]	klidové napětí ve svalu
σ_{max} [N/m ²]	maximální izometrické napětí

Seznam latinských výrazů a lékařských názvů

aktin	protein, který polymerizuje v dlouhá vlákna (mikrofilamenta)
axon	dlouhý výběžek na nervové buňce
elektromyografie	metoda sloužící ke snímání svalové aktivity (změny akčního potenciálu)
extenze	natahování
filamenta	vláknitá složka buněčného cykloskeletu
flexe	ohýbání
humerus	pažní kost
inervace	zásobování nervovými vlákny
intramuskulární	mezisvalový
izometrická kontrakce	kontrakce, při které se délka svalu nemění
izotonická kontrakce	kontrakce, při které dochází ke změně délky svalu
kapilára	vlásečnice
kinogram	série snímků zachycující tentýž objekt v jednotlivých fázích rozfázovaného pohybu
m. biceps brachii	dvojhlavý sval pažní
m. brachialis	hluboký sval pažní
m. brachioradialis	sval vřetenní
m. pronator teres	pronující sval oblý
m. triceps brachii	trojhlavý sval pažní
motoneurony	motorická nervová vlákna
musculus	sval
myofibrila	stažitelné svalové vlákno
myoglobin	obdobu krevního barviva obsažená ve svalových vláknech
myozin	protein svalového vlákna zúčastňující se svalového stahu
radius	kost vřetenní
sarkolema	membrána, kterou je obalen povrch svalového vlákna
sarkomer	úseky myofibrily umožňující svalovou kontrakci

1 Úvod

Zjišťování průběhu svalové aktivity u člověka při vykonávání konkrétního pohybu nelze zařadit mezi snadné úkoly. Přesto je možné získat jej například provedením experimentu či matematického výpočtu s použitím reologického modelu.

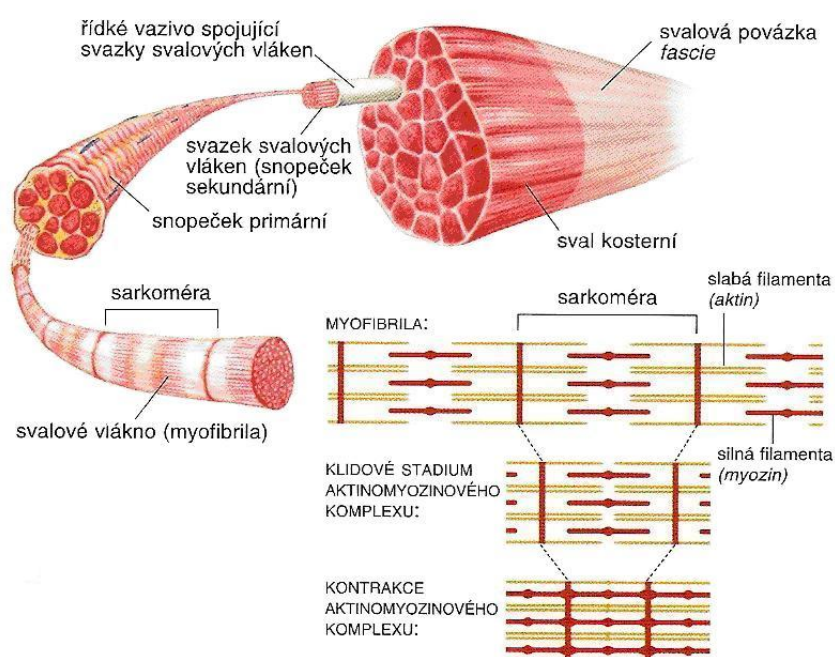
Při měření i výpočtech je však nutné pamatovat na to, že průběh je bez ohledu na druh vykonávané činnosti závislý na velkém množství parametrů. Některé z těchto parametrů je možné regulovat. Mezi takové parametry patří například rychlost a rozsah prováděného pohybu či velikost případné zátěže. Jiné parametry jsou naopak pevně dané fyziologií konkrétního člověka. V takovém případě mluvíme například o rychlosti šíření impulzu ve svalových vláknech, fyziologickém průřezu svalu, délce svalových vláken či množství podkožního tuku.

Tato práce je zaměřena na zjišťování a následné porovnání průběhů svalové aktivity při opakované flexi a extenzi pravé horní končetiny v loketním kloubu získaných prostřednictvím dvou principiálně odlišných metod. Jednou z těchto metod je měření svalové aktivity prostřednictvím elektromyografu a povrchových elektrod. Jedná se o metodu experimentální avšak neinvazivní a tedy pro měřenou osobu dobře snášenou. Druhý postup zahrnuje získání průběhu sil prostřednictvím simulace v programu LifeModeler, pracujícího na základě souřadnic naměřených optickým systémem Pontos. Výpočet potřebný k provedení simulace zahrnuje použití značného množství vstupních parametrů, které byly v minulosti získány četnými experimenty a upraveny tak, aby bylo možné je aplikovat na modely o různých tělesných proporcích.

Cílem této práce je, spíše než porovnání konkrétních dat získaných pomocí výše uvedených postupů, seznámení se s metodikou určenou pro získávání průběhů svalové aktivity a její osvojení při praktickém použití.

2 Svalová soustava

Svalstvo je tvořeno svalovými vlákny. Můžeme jej dělit na hladké, příčně pruhované a srdeční. Svalstvo příčně pruhované (kosterní svalstvo) je základem svalové soustavy, která společně s kostrou tvoří pohybový aparát. Tento typ svalstva je možné ovládat vlastní vůlí. [1]



Obrázek 2.1: Stavba kosterního svalu [2]

2.1 Příčně pruhovaná svalová vlákna

Příčně pruhovaná svalová vlákna se spojují ve snopečky a dále do snopců. Snopce jsou spojeny pomocí vaziva a jejich soubor představuje svalové břicho. Na povrchu břicha je tenký vazivový obal (svalová povázka). Sval je připojen ke kostem pomocí pevných šlach, ve které na svém konci přechází.

Tloušťka svalového vlákna se pohybuje v rozsahu 10 – 100 mikrometrů, dlouhé může být od několika milimetrů až do několika centimetrů. Jednotlivá vlákna jsou

složena z myofibril. Myofibrily tvoří dva typy vláken, která souhrnně nazýváme filamenta. Tenčí vlákna obsahují aktin, silnější myozin. Myofibrila se skládá z válcovitých úseků zvaných sarkomer. Povrch svalového vlákna je obalen membránou zvanou sarkolema. Stavba kosterního svalu je znázorněna na obrázku 2.1. [1]

2.2 Typy svalových vláken

Přestože mají svalová vlákna řadu shodných znaků umožňujících jejich společný popis, můžeme je rozdělit na tyto typy podle jejich mikroskopických, histochemických a fyziologických vlastností. [3],[4]

- **Typ I** – SO (slow oxidative) – pomalá červená vlákna, jejich tloušťka je poměrně malá (přibližně 50 mikrometrů). Jsou tvořena menším množstvím myofibril a velkým počtem kapilár. Větší obsah myoglobinu, který je obdobou krevního barviva, zaručuje vláknům jejich červenou barvu. Tato vlákna jsou uzpůsobena k provádění pomalých stahů či statických činností svalů a mají vysokou odolnost vůči únavě.
- **Typ II A** – FOG (fast oxidative glycolytic) – rychlá červená vlákna o větší tloušťce (80 až 100 mikrometrů), obsahující větší množství myofibril. Rychlost stahu je u těchto vláken vysoká stejně tak, jako odolnost vůči únavě. Jsou součástí svalů vykonávajících rychlé pohyby a pohyby prováděné velkou silou.
- **Typ II B** – FG (fast glycolytic) – jedná se o rychlá bílá vlákna velkého objemu, která obsahují malé množství kapilár a mají nízký obsah myoglobinu. Stahy těchto vláken jsou prováděny vysokou rychlostí a maximální silou. Odolnost vůči únavě je však nízká.

Jednotlivé typy svalových vláken ovlivňují svým zastoupením ve svalech velkou měrou např. jejich výkonnost či rychlost provádění pohybu. Typy vláken a jejich charakteristické vlastnosti jsou shrnuty v tabulce 2.1.

Tabulka 2.1: Typy svalových vláken a jejich vlastnosti

Typ vlákna	Zbarvení	Tloušťka	Množství kapilár	Rychlost stahů	Produkce síly	Odolnost vůči únavě
I	červené	malá	velké	pomalá	malá	velmi vysoká
II A	červené	velká	střední	vysoká	velká	vysoká
II B	bílé	velmi velká	malé	velmi vysoká	maximální	nízká

2.3 Funkce svalu

Základní vlastností svalů je schopnost smršťovat se (provádět stahy). Jednotlivé stahy bývají vyvolány nervovým podnětem. Při smršťování svalů (kontrakci) dochází k nasouvání myozinu na aktin, čímž se zkracuje délka myofibrily. Rozdíl mezi klidovým stádiem a kontrakcí je vyobrazen na obrázku 2.1.

V závislosti na výsledku svalové kontrakce rozeznáváme dva typy kontrakcí a to kontrakci izotonickou a izometrickou. Při izotonické kontrakci dochází ke změně délky svalu, vnitřní napětí svalu se však se změnou délky nemění. Izotonická kontrakce může být koncentrická (dochází ke zkrácení svalu) a excentrická (sval se prodlužuje). Izometrická kontrakce je charakterizována neměnnou délkou svalu a proměnným napětím svalového břiška.

Vnitřní struktura svalu ovlivňuje sílu s jakou je pohyb vykonáván a výšku zdvihu. Sval může být tvořen snopci uskupenými paralelně podélně, nebo šikmo (zpeřené svaly). Při smrštění svalu s podélnými vlákny je jeho výška zdvihu větší a pohyb vykonáván menší silou. U zpeřených svalů je tomu naopak. Tomu odpovídá i umístění jednotlivých svalů. Zpeřené svaly jsou upnuty tam, kde je za potřebí na malé dráze pohybu působit velkou silou, to znamená blíže ose kloubu. Síla stahu je přímo úměrná fyziologickému průřezu svalu, tedy součtu průřezů všech svalových vláken. [1]

2.4 Druhy svalů

Rozeznáváme několik druhů svalů. Svaly, které iniciují a vykonávají pohyb určitého směru, se nazývají agonisté. V protilehlém směru působí antagonisté. Synergisté jsou pak svaly vykonávající spolu jeden pohyb. Skupina svalů, která je tvořena agonisty a antagonisty, se nazývá antagonistická. Její pohyb je pak závislý na souhře těchto svalů.

Dále můžeme svaly podle jejich funkce rozdělit na svaly hlavní a pomocné. Svalem hlavním je jeden z agonistů ze skupiny antagonistů, vykonávajících určitý pohyb. Ostatní svaly ze skupiny, působící se svalem hlavním, jsou pak svaly pomocné. Směr, kterým se pohybují svaly hlavní a vedlejší, nemusí být vždy žádoucí. Z tohoto důvodu existují svaly neutralizační, které nežádoucí směr ruší.

Vzpřímené držení těla umožňují svým trvale zvýšeným tonusem (klidovým napětím svalů) antigravitační svaly.

Jeden sval může mít více funkcí, proto rozlišujeme jednotlivé funkce svalů na funkce hlavní a vedlejší.

Podle toho, ke kolika kloubům mají svaly vztah, je rozdělujeme na svaly jednokloubové, dvoukloubové a vícekloubové.

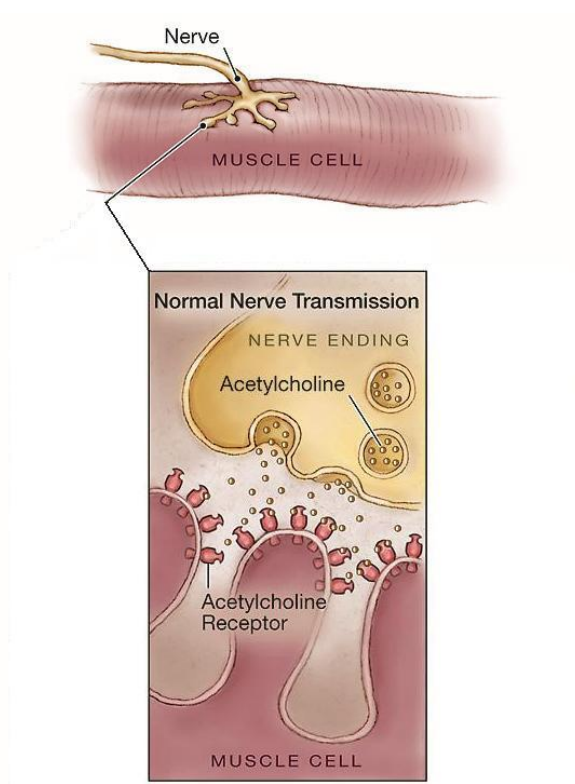
Správná souhra svalů a jejich funkcí ve skupině bývá označována jako svalová koordinace. [1]

2.5 Inervace svalů, akční potenciál

Do každého svalu vstupuje spolu s cévami nerv. Nerv je tvořen svazkem nervových vláken. Rozlišují se tři druhy nervových vláken: vlákna motorická, sensitivní a autonomní. Senzitivní vlákna vedou podněty ze svalu do centrálního nervstva, většinou přenáší informaci o stupni kontrakce a napětí svalových vláken. Autonomní vlákna inervují ve svalech (zásobují nervovými vlákny) stěny krevních cév, podílejí se na regulaci průtoku krve svalem. Motorická nervová vlákna (motoneurony) šíří podnět pro svalový stah.

Jeden motoneuron inervuje několik svalových vláken (dohromady tvoří motorickou jednotku). Když dospěje nervový vzruch na konec motoneuronu, dojde

k vylití mediátoru (acetylcholinu) do štěrbin nervosvalové ploténky. Tím dochází na svalovém vlákně ke vzniku akčního potenciálu a uvolnění Ca^{2+} iontů, což vyvolá reakci mezi myozinem a aktinem a zapříčiní tak svalový stah. Prakticky ihned dochází k opětovnému vázání Ca^{2+} iontů a tím i k uvolnění vazby mezi myozinem a aktinem, čímž se sval opět natáhne. V horní části obrázku 2.2 je znázorněn motorický nerv a svalové vlákno, spodní část obrázku popisuje přenos mediátoru z nervosvalové ploténky na svalové vlákno. [3], [4], [5]



Obrázek 2.2: Nervový přenos (upraveno z[6])

Změnu elektrického potenciálu, ke které dochází při aktivaci svalu, je možné zaznamenávat pomocí vyšetřovací metody zvané elektromyografie (EMG).

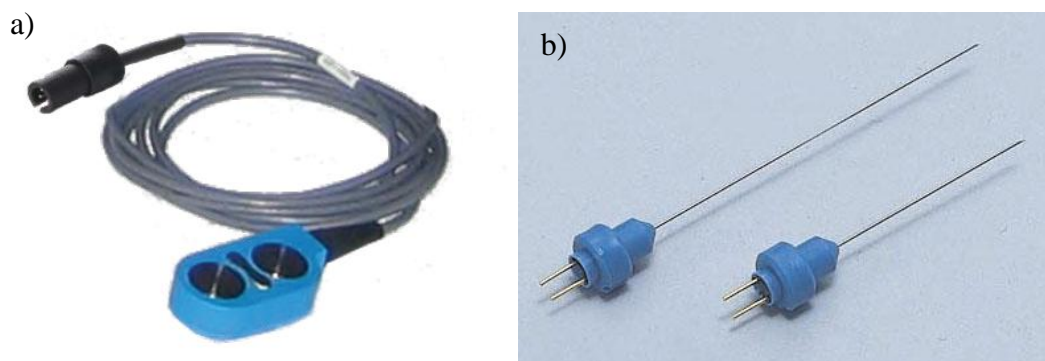
3 Elektromyografie

Označení elektromyografie zahrnuje elektrofyziologické metody, pomocí kterých je možné snímat povrchovou svalovou aktivitu nebo podpovrchovou svalovou aktivitu (intramuskulární). Tyto metody zachycují změnu elektrického potenciálu způsobenou aktivací svalu. Sval může být aktivován jak vlastním přičiněním snímané osoby (spontánní aktivace), tak stimulací pomocí elektrody (vyvolaná aktivace). [3]

3.1 Elektrody

Akční potenciál je snímán pomocí elektrod. Ty je možné rozdělit podle způsobu použití na elektrody povrchové a jehlové [3], [4]:

- Povrchové elektrody – snímá akční potenciál z více motorických jednotek. Při jejich použití jde o metodu neinvazivní, kdy jsou na kůži připevněny elektrody, jejichž součástí jsou většinou kovové disky.
- Jehlové elektrody – slouží ke snímání jednotlivých akčních potenciálů motorických jednotek. Elektroda je umístěna přímo v testovaném svalu (jedná se o invazivní měřicí metodu). Vyrábí se několik druhů jehlových elektrod, např. monopolární, bipolární, drátkové elektrody či skleněné mikroelektrody.



Obrázek 3.1: Elektrody a) Povrchová elektroda [7], b) Jehlová elektroda [3]

Podle účelu použití pak můžeme elektrody rozdělit na snímací, stimulační a zemní [3]:

- Snímací – snímají signál z lidského těla. Jedná se o elektrody aktivní a referenční.
- Stimulační – přivádí signál do lidského těla a tím dochází ke stimulaci. Musí být umístěny co nejbližší nervové dráze, kterou chceme stimulovat.
- Zemní – většinou mívají podobu pásku

S elektrodami by mělo být zacházeno šetrně. Jehly, které se používají pro invazivní vyšetření, je nutné čistit a následně sterilizovat. Povrchové elektrody se čistí a odmašťují. Také se u nich kontroluje, jestli nejsou jejich aktivní plochy porušeny či nekoroďují. [4]

3.2 Elektromyograf

Přístroj určený ke snímání svalové aktivity se nazývá elektromyograf. Konkrétně se tento přístroj používá při indukčních studiích (vyšetření vedení nervem) a vyšetřování svalů. Výsledkem elektromyografického vyšetření je EMG křivka (elektromyogram), která udává proměnnost signálu v závislosti na čase.

Standardně bývá tvořen těmito částmi [4]:

- Předzesilovač – slouží k zesílení snímaného signálu, obsahuje vstupy pro zapojení snímacích a zemních elektrod.
- Stimulátor – vytváří impuls, který je následně pomocí stimulační elektrody směřován do příslušné nervové dráhy.
- Vlastní tělo přístroje – jeho součástí je mimo jiné zesilovač signálu a analogově – digitální převodník. V některých případech se jedná o počítač s harddiskem, do kterého jsou nainstalovány potřebné programy. Jindy je počítač od přístroje oddělen.
- Reprodukční – určen ke sluchové kontrole především při vyšetření jehlovou elektrodou.

- Monitor – zobrazuje průběh měřeného signálu.
- Klávesnice – slouží k ovládání přístroje.
- Nožní spínač (footswitch) – umožňuje provádět základní úkony pomocí nohou.
- Záznamové zařízení (tiskárna) – slouží k archivaci naměřených údajů.

3.3 Snímání elektrických dějů

Při měření pomocí EMG je snímán a zaznamenáván rozdíl potenciálů mezi aktivní a referenční elektrodou. Aktivní elektroda bývá umísťována nad aktivní částí svalu či nervu, referenční nad elektricky málo aktivní oblastí.

Za ideálních podmínek je vykreslená výchylka negativní (na monitoru konvence směrem vzhůru), je-li oblast pod aktivní elektrodou nabitá záporně v porovnání s oblastí pod referenční elektrodou. Naopak pozitivní výchylka (na monitoru konvence směrem dolů) se vykreslí, když je oblast pod aktivní elektrodou v porovnání s referenční elektrodou nabitá kladně. Pokud je pod oběma elektrodami stejný náboj, vykreslí se přímka, která odpovídá klidovému stavu. Ve skutečnosti je však mezi elektrodami a svalovými vlákny tkáň (tuk, cévy, vazivo), která se při měření chová jako vysokofrekvenční filtr. S narůstající tloušťkou tkáně se snižuje amplituda akčních potenciálů a křivka se vyhlazuje. [4]

3.4 Zpracování a vyhodnocení signálu

Naměřený signál je tvořen kromě užitečné informace také šumem. Ten může být způsoben chybou měření (viz kap. 3.6). Z tohoto důvodu je nutné signál před vyhodnocením dále zpracovat. Při zpracování se využívá těchto postupů:

3.4.1 Zesílení signálu

Jelikož má snímáný signál velmi nízkou amplitudu (řádově v mili až mikrovoltech), je nutné jej zesílit pomocí předzesilovače a zesilovače. Předzesilovač obvykle signál zesiluje pětsetkrát, zesilovač dvou až dvou tisíckrát, což znamená, že

celkově je signál zesílen tisíc až milionkrát. Předzesilovač zároveň ze signálu vyloučí část šumu. Jelikož zesilovače zesilují jen rozdíl potenciálů mezi aktivní a referenční elektrodou, dochází k částečnému odstranění výkyvů potenciálů, které jsou snímány oběma elektrodami. [4]

3.4.2 Filtrování signálu

Pro získání co nejlepšího záznamu je nutné některé vlny potlačit a jiné naopak zesílit. Frekvence těchto vln se od sebe většinou liší, což nám umožňuje pomocí filtrů zobrazit signál obsahující chtěné vlny. Rozeznáváme filtr horní a dolní. Frekvence mezi horním a dolním filtrem jsou zesíleny maximálně, zatímco frekvence vyšší než horní filtr a nebo nižší než dolní filtr jsou potlačeny. Hranice pro horní filtr je u EMG signálu obvykle 500 Hz, pro dolní pak 20 Hz.

Filtr, který umožňuje potlačit určitou frekvenci, se nazývá notch filtr. Využívá se k odstranění střídavého elektrického napětí, které záznam ruší. V Evropě má frekvenci 50 Hz a v USA 60 Hz. [3], [4]

3.4.3 Další úprava signálu

Kromě již zmíněného zesílení a filtrování snímaného EMG signálu dochází ještě k dalším úpravám. Pokud naměřený signál nelze považovat za střídavý a jeho amplitudy nedosahují přibližně stejných hodnot v kladném i záporném směru je nutné posunout jej tak, aby tuto podmínku splňoval, tzn. provést offset.

Kdybychom takto upravený signál zprůměrovali, byla by výsledná hodnota nulová. Z tohoto důvodu je nutné provést tzv. rektifikaci. Můžeme použít rektifikaci půlvlnovou, tedy použít jen kladné hodnoty, nebo rektifikaci celovlnovou, kdy pomocí absolutní hodnoty převedeme záporné hodnoty do hodnot kladných.

Toho, aby signál neobsahoval vysokofrekvenční složky, docílíme jeho vyhlazením. Můžeme jej provést například zprůměrováním hodnot amplitudy v okně o velikosti vyhovující našim potřebám nebo vytvořením obálky s použitím Hilbertovy transformace. [8]

K definování závislosti mezi svalovou silou a EMG signálem se používá integrace

signálu. Takto vzniklý signál bývá označován jako integrované EMG (IEMG) a je roven ploše pod křivkou EMG signálu. Integraci signálu provádíme po rektifikaci a lze ji vyjádřit pomocí vztahu [8]:

$$IEMG = \int_0^{t+T} |EMG(t)| dt \quad (3.1)$$

3.4.4 Normalizování signálu

Normalizování signálu nám umožňuje porovnávat hodnoty získané z různých svalů nebo od různých osob. Provádí se pomocí maximální izometrické síly, kterou je pozorovaný subjekt schopen vytvářet moment síly v příslušném kloubu. Touto maximální silou podělíme naměřený EMG signál. Při měření maximální izometrické síly je nutné zachovat stejné rozmístění snímacích elektrod jako při snímání požadovaného EMG signálu. Dále je nutné zajistit, aby došlo k fixování kloubu bránícího plné možné extenzi ve stabilní poloze. Naměřené signály by měly být zpracovány stejným způsobem (offset, filtrování, vyhlazení, atd.). [3]

3.5 Faktory ovlivňující průběh snímaného EMG signálu

3.5.1 Závislost EMG signálu na síle

Obecně se dá říci, že se vzrůstající silou nebo rychlostí kontrakce svalu se zvyšuje také amplituda EMG signálu. U dostatečně hladkého EMG signálu je podíl síly a signálu monotónní avšak pro každý sval je linearita odlišná. Okamžitá hodnota amplitudy EMG signálu není s ohledem na velikost síly monotónní vzhledem k tomu, že je amplituda signálu náhodně proměnná. Jedním z důvodů nestálosti závislosti mezi amplitudou EMG signálu a síly je u velkého počtu svalů to, že při měření nastává situace, kdy je objem snímaný elektrodou menší než celkový objem svalu. Tím pádem dochází k tomu, že sval obsahuje více aktivních akčních potenciálů, než kolik jich elektroda snímá. [3]

3.5.2 Časové zpoždění a rychlost vedení signálu

Mezi aktivováním svalu a provedením úkonu vyvolaného aktivací existuje časové zpoždění. Velikost zpoždění a zároveň rychlost vedení signálu ovlivňuje několik faktorů, mezi které řadíme viskoelastické vlastnosti svalů a šlach, rychlost zapojení dynamiky svalů a typ svalových vláken (viz kapitola 2.2). Obsahuje-li například sval větší množství rychlých vláken, bude časové zpoždění menší, než u svalu s větším obsahem vláken pomalých. [3]

Při měření EMG signálu je nutné si uvědomit, že na rychlost vedení má kromě výše uvedených faktorů vliv také například věk, tělesná teplota či výška člověka a délka jeho končetin. Čím vyšší člověk je, tím je u něj nižší rychlost vedení. Tato závislost bývá přisuzována menšímu průměru axonů a nižší teplotě. Rychlost vedení je u novorozence zhruba o polovinu menší než u dospělého jedince. Po dosažení 40. roku života dochází k velmi pozvolnému snižování rychlosti. V 80 letech je pak rychlost rovna přibližně 90% rychlosti dospělého člověka. [4]

3.6 Chyby při měření

Jakoukoliv odchylku od skutečné hodnoty (nepřesnost) můžeme nazvat chybou. Při každém měření bez ohledu na to jak moderní zařízení jsou použita, dochází k nepřesnostem. Tyto chyby pak mohou více či méně ovlivnit kvalitu výsledných údajů.

Podle toho v jaké fázi měření vznikly, rozlišujeme:

- Přístrojové chyby – jejich velikost ovlivňuje konstrukce měřícího zařízení.
- Metodické chyby – souvisejí s použitými metodami sloužícími k získání, zpracování a vyhodnocení dat.
- Teoretické chyby – dochází k nim při nesprávném použití konstant, vstupních parametrů apod.
- Statistické chyby – ovlivňují vhodnost a správnost použití konkrétních statistických metod.
- Subjektivní chyby – zahrnují chyby způsobené lidským faktorem.

Při posuzování velikosti chyby lze pracovat s chybou relativní a absolutní. Absolutní chybu můžeme vyjádřit pomocí vztahu

$$\Delta x = x - x', \quad (3.2)$$

kde x je hodnota skutečná a x' hodnota získaná při měření.

Použitím vzorce (3.2) se dostaneme do situace, kdy jsou výsledné chyby stejně velké, ale neznamená to, že bylo měření provedeno se stejnou přesností. Z tohoto důvodu bývá častěji používána chyba relativní. Pro její určení platí vzorec

$$\vartheta = \frac{\Delta x}{x} = 1 - \frac{x'}{x}, \quad (3.3)$$

který určuje velikost chyby v procentech, čímž umožňuje porovnávat kvalitu měření u parametrů stejné kategorie. [9]

3.6.1 Chyby při měření pomocí elektromyografu

Abychom snížili výskyt chyb a jejich velikost na minimum, je nutné dodržovat několik zásad [4]:

- Elektrody musí být správně ošetyeny (očistyeny, opatřeny přiměřenou vrstvou kontaktního gelu), umístěny i upevněny.
- Kůže snímaného člověka, na kterou se budou umisťovat elektrody, je očistyena a odmaštyena.
- Vyšetřovaná část těla zaujímá standardní polohu.
- Teplota kůže je zahřátá alespoň na 32°C.

Dalším důležitým předpokladem je, aby bylo měření provedeno technicky správně.

4 Analýza pohybu

Pohybem se rozumí změna polohy vyvolána působením síly. U pohybu je možné analyzovat jeho rozsah, sílu, stabilitu apod.

Pohyby lidského těla je možné rozdělit podle několika kritérií [10]:

Podle možnosti určení jejich začátku a konce na pohyby:

- Cyklické – jejich začátek je přesně definovaný (např. přemístění předmětu z jednoho místa na jiné)
- Acyklické – bez přesně definovaného začátku a konce (např. běh, chůze)

Podle složitosti:

- Pohyby jednoduché – v jednom kloubu
- Pohyby složité – komplexní pohyby se zapojením více kloubů (segmentů)

Podle rozsahu pohybu:

- Malého rozsahu – jemná koordinace (např. pohybu ruky při psaní)
- Velkého rozsahu (např. upažování a připažování)

Podle rychlosti pohybů:

- Rychlé
- Pomalé

Lidské tělo chápeme jako trojrozměrné těleso, které je velmi členité a jeho články (segmenty) jsou vzájemně pohyblivé.

Na lidské tělo působí tak jako na jiná tělesa gravitační síla, jejíž působiště se nachází v těžišti. Veškeré lidské pohyby se tak dějí buď ve směru působení gravitační síly, nebo proti směru jejího působení. Vzhledem ke značné pohyblivosti jednotlivých částí lidského těla není možné (ať už bereme lidské tělo jako celek nebo se zabýváme jeho konkrétními částmi) směr působení sil či například umístění těžiště uvažovat jako neměnné. [10]

5 Kinematická analýza pohybu člověka [9]

Kinematickou analýzou pohybu člověka je myšlena analýza posuvů, rychlostí a zrychlení lidského těla či jeho segmentů v závislosti na čase a bez ohledu na velikost a směr působících sil.

Metody určené k provádění kinematické analýzy člověka je možné rozdělit na metody kvalitativní a kvantitativní. U kvalitativních metod dochází k popisu a následnému hodnocení pohybu aniž bychom získali konkrétní hodnoty fyzikálních veličin (posuvů, rychlostí a zrychlení). Výsledek analýzy je závislý na zkušenostech a znalostech osoby, která ji provádí. Výhodou této metody je, že jsou kladeny podstatně menší nároky na technické vybavení potřebné k provádění analýzy.

Chceme-li aby výsledkem analýzy byly číselné hodnoty námi požadovaných veličin, je vhodné použít metodu kvantitativní.

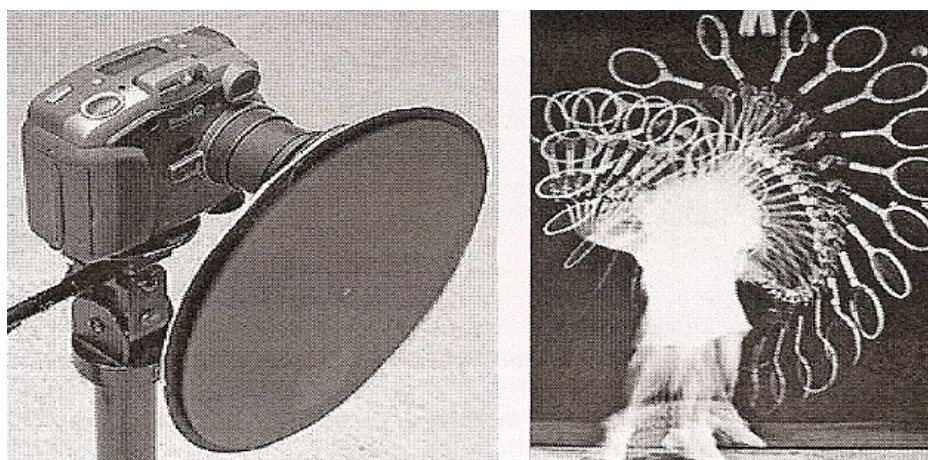
Existuje celá řada metod sloužících k provádění kinematické analýzy. Jednotlivé metody je možné dělit podle přístrojů, které se při analýze používají. Mezi tyto přístroje například patří:

Goniometr – jedná se o přístroj, pomocí kterého je možné změřit relativní rotaci dvou segmentů těla, které spolu sousedí a mají průsečík ve stejném kloubu. Pomocí goniometrů je možné určit změnu úhlu kolem jedné, dvou nebo tří os. Což znamená, že lze určovat rovinnou i prostorovou změnu úhlů mezi dvěma segmenty.

Akcelerometr – tento přístroj slouží k měření zrychlení. Akcelerometry pracují na principu určení odchylek způsobených pohybem hmotného tělesa (umístěné v akcelerometru) při zrychlení segmentu. Tyto změny jsou převáděny a měřeny (např. piezoelektricky) pomocí elektrického výstupního signálu. Akcelerometry je možné měřit zrychlení v jedné, dvou, nebo třech osách. K měření trojrozměrného zrychlení je nutné umístit tři akcelerometry tak aby jejich osy na sebe byly kolmé.

Stroboskop – zařízení, díky kterému se může zdát, že se pohybující se objekty zpomalily nebo se nepohybují vůbec. Děje se tak s pomocí rotujícího disku s

náhodně rozmístěnými průzory, který je umístěn před objektivem. Disk je možné nahradit stroboskopickou lampou, která velmi rychle vysílá krátké světelné záblesky.



Obrázek 5.1: Stroboskop a stroboskopický záznam tenisového podání [9]

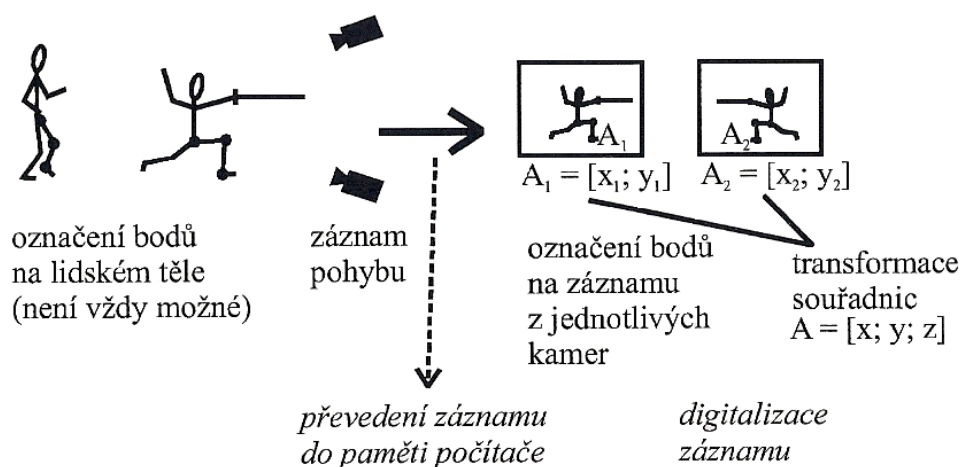
Elektromagnetické, akustické a optické senzory – tyto senzory slouží společně s přijímači k určení souřadnic jednotlivých bodů. Získané souřadnice následně umožňují výpočet kinematických veličin. Senzory se umísťují na námi zvolená místa lidského těla. Přijímače pak slouží k přijetí a zpracování signálu vysílaného senzory. Vztahů sloužících pro pohyb vodiče v elektromagnetickém poli je využito při určování polohy elektromagnetického senzoru (přípevněného na vybraném místě lidského těla) vzhledem k přijímači. Akustické senzory využívají podobným způsobem zvukový signál. Při použití optických senzorů jsou na lidské tělo umístěny aktivní nebo pasivní zdroje. Pasivním zdrojem je myšlena reflexní páska, od které se signál odráží aktivními emitory světla, které signál sami vyzařují.

5.1 3D videografická vyšetřovací metoda

Je založena na stejném principu jako výše uvedené senzory, tj. na zpracování signálu vysílaného (odráženého) z lidského těla nebo jeho segmentů při provádění analyzovaného pohybu.

Při této metodě je pohyb nahráván a následně analyzován. Během analýzy záznamu dochází k určení souřadnic důležitých bodů označených na lidském těle nebo jeho segmentech. S pomocí těchto souřadnic je následně možné získat námi

požadované kinematické veličiny (posuv, rychlost, zrychlení).



Obrázek 5.2: Schéma pro analýzu pohybu při použití 3D vyšetřovací metody [9]

5.1.1 Fáze videografické vyšetřovací metody

Videografická analýza pohybu se skládá z těchto fází:

- Umístění kamer
- Kalibrace
- Umístění značek (bodů)
- Určení souřadnic bodů
- Transformace souřadnic
- Vyhodnocení

Kamery

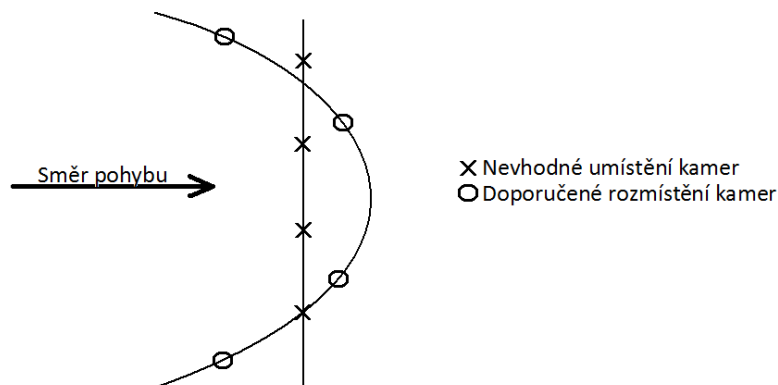
Při práci s kamerami jsou mimo jiné důležité pojmy snímková frekvence a rozlišení. Snímková frekvencí myslíme počet snímků, které je snímkové zařízení (kamera) schopné vytvořit za jednu sekundu. Jednotkou snímkové frekvence je hertz [Hz]. U filmového záznamu je nejčastější snímková frekvence 24 Hz. Jedná se o frekvenci, při které již není člověk schopen rozlišovat jednotlivé snímky jdoucí za sebou, ale vnímá je jako celek. Rozlišení je chápáno jako počet pixelů (jednobarevných bodů), které mohou být zobrazeny na jednom snímku. Většinou bývá udáváno jako počet sloupců (tvořených jednotlivými pixely) krát počet řádků.

Umístění kamer

Aby byly výsledky analýzy co nejpřesnější, je důležité zvolit vhodné umístění kamer. Při jejich umístění se můžeme řídit několika pravidly:

- Vzdálenost kamery od člověka vykonávajícího pohyb, který se chystáme analyzovat, by neměla být příliš velká, aby bylo možné rozlišit potřebné detaily. Zároveň však nesmí být pohyb zabírán příliš zblízka. To platí především, pokud je sledovaný pohyb prováděn větší rychlostí, protože by pak mohlo hrozit, že kamera nezaznamená vše, co potřebujeme.
- Zabránit tomu, aby při zaznamenávání pohybu vstoupila do zorného pole kamery další osoba, která by záznam znehodnotila.
- Pokud to podmínky dovolují, zajistit aby byly vhodné světelné podmínky. V případě rozmístování přídatných světelných zdrojů zabránit tomu, aby došlo k přesvícení nebo aby se vytvářely světelné stíny. Oboje může vést ke zkreslení nebo zneřádnění výsledků.
- Je-li to možné, je vhodné zvolit, případně upravit pozadí za pozorovaným pohybem tak, aby působilo vzhledem k lidskému tělu kontrastně. Nevhodné je pozadí v tělové barvě a stejně tak malé předměty umístěné na stěnách nebo v okolí. Naopak vhodné je snížit oblečení snímané osoby na minimum.
- Dochází-li k pořizování záznamu pod otevřeným nebem, je nutné brát zřetel na vliv povětrnostních podmínek.
- Při provádění 3D analýzy je nutnou podmínkou, aby byl každý vyhodnocovaný bod vidět alespoň dvěma kamerami. Umožňují-li to podmínky, je vhodné umístit jednotlivé kamery tak, aby se úhel mezi jejich optickými osami blížil 90°.

Další důležitou podmínkou při zaznamenávání pohybu z několika kamer najednou je, aby byly všechny kamery synchronizované. Synchronizace kamer je nutná, aby bylo možné zaznamenávat polohu, kterou zaujímá bod v konkrétním okamžiku.



Obrázek 5.3: Možnosti umístění kamer při 3D videografické vyšetřovací metodě [9]

Kalibrace

Provedení kalibrace je nezbytné z těchto důvodů:

- Určení souřadnic známých bodů v prostoru (body jejichž vzdálenost je přesně definována), které jsou nezbytné pro stanovení měřítka mezi reálnou a obrazovou soustavou souřadnic – kalibrace prostoru.
- Nalezení odchylek souřadnic vyhodnocených bodů od jejich reálných souřadnic, které určí vliv použitých přístrojů na kvalitu vyhodnocených dat – kalibrace kamery.

Kalibrace kamery – parametry kamery, kterých se týká kalibrace lze rozdělit na vnější a vnitřní. Rozlišujeme šest vnějších parametrů (rotace kolem os x, y a z a posuvy v jejich směru). Hodnoty vnitřních parametrů (např. ohnisková vzdálenost) jsou dány konstrukcí kamery a není možné je dodatečně nijak ovlivnit. Hodnoty jednotlivých parametrů se v závislosti na čase nemění což znamená, že stačí provést kalibraci pouze jednou.

Kalibrace prostoru – provádí se pomocí tzv. kalibračních rámců. Ty mohou být pevné nebo skládací a jedná se například o různé pruty, tyče, kříže, ježky či kvádry, na kterých jsou umístěny body sloužící ke kalibraci. Na rozdíl od kalibrace kamery je v tomto případě nutné při změně umístění kamery nebo pozorovaného objektu provést kalibraci novou.

Značky

Pokud nám to analyzovaný pohyb a prostředí, ve kterém je prováděn dovoluje, je vhodné umístit na pozorované tělo (segment těla) a případně další místa, značky určující polohu důležitých bodů pro měření.

Značky mohou být různých tvarů, velikostí i barev. Při jejich volbě je důležité, aby působily kontrastně vzhledem k měřenému objektu. Z tohoto důvodu bývá pod značkou umístěna podložka kontrastní barvy (např. černá podložka a bílá značka). Je také důležité, aby umístěné značky nebránily v zaznamenávaném pohybu ani jej nijak neovlivňovaly.

Rozlišujeme značky aktivní a pasivní. Aktivními značkami jsou většinou infračervené LED, které pracují na frekvenci 1 kHz a emitují elektromagnetické vlnění s vlnovou délkou okolo 800 μm . Nevýhodou těchto značek je, že potřebují vlastní zdroj energie (přiváděn pomocí kabelů) a tím omezují rozsah pohybu a částečně i ovlivňují „přirozenost pohybu“. Pasivní značky jsou vyráběny z běžně dostupných materiálů, někdy bývají překryty reflexní páskou. Ty slouží k odrazení světla.

Umístění značek:

Jednotlivé segmenty lidského těla je možné definovat pomocí konkrétních anatomických bodů. Při analýze se nepracuje přímo s těmito body, ale se značkami, které se umísťují na kůži do míst, kam se určitý anatomický bod promítá. Aby bylo možné značky umístit, je nutné nejprve pomocí hmatu nalézt požadované body. Vzhledem k tomu, že se značky neumísťují přímo na kost, ale na kůži (kterou od kosti dělí měkké tkáně), dochází při pohybu segmentů ke změně polohy značky vzhledem k anatomickému bodu. To má za následek znepřesnění prováděné analýzy. Abychom mohli v prostoru sledovat segment, který má 6 stupňů volnosti, je nutné na něj umístit alespoň tři body, které neleží na jedné přímce.

Určení obrazových souřadnic bodů

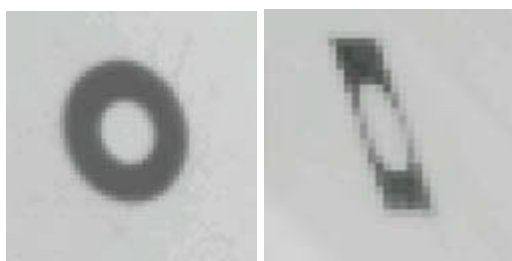
Analyzovaný pohyb je zaznamenán na snímky. Ty jsou následně zobrazovány na monitoru, kde je nutné označit značky umístěné na pozorovaném objektu. To je možné provést buď manuálně, nebo automaticky.

Manuální označení značek – jedná se o postup, při kterém vyhodnocovatel „najede“ kurzorem myši na určitý bod a označí ho. Většinou však tuto činnost přebírá software ve kterém se označování provádí a to buď částečně což znamená, že je manuálně označena přibližná oblast, kde se bod nachází, a nebo úplně. V takovém případě se však již nejedná o označování manuální, ale poloautomatické či automatické.

Pokud z nějakého důvodu není možné umístit na pozorovaný subjekt značky, je nutné označovat důležité body na snímcích ručně. V takovém případě jsou výsledky analýzy značně ovlivněny zkušeností osoby, která tuto činnost provádí.

Automatické označování značek – značky umístěné na pozorovaném objektu jsou kontrastní. Z tohoto důvodu dokáže software tyto značky rozlišit a označit.

Program většinou zaznamenaný pohyb převádí do černobílých snímků. V prvním snímku pak vyhledává seskupení pixelů (tvořící kontrastní body) a odděluje je od pozadí. Na dalších snímcích vyhledává seskupení pixelů, která jsou stejná nebo podobná jako na snímcích předchozích. V některých případech dochází při analyzovaném pohybu ke změně polohy bodů vzhledem k předchozímu snímku či ke změně jasu snímku (bodu). Z těchto důvodů může bod na každém snímku vypadat poněkud odlišně. Změna polohy bodu ve 3D prostoru může mít po transformaci do 2D prostoru (snímky) za následek to, že se bod jeví jako zdeformovaný, jak je patrné na obrázku 5.4. Pokud je bod zdeformovaný hodně nebo změní v porovnání s předchozím snímkem výrazně svou polohu, nemusí být program schopný tento bod vyhledat a tudíž i označit. V takovém případě je potřeba označit bod ručně.



Obrázek 5.4: Rozdíl mezi nezdeformovaným a zdeformovaným bodem [16]

Transformace souřadnic

Pomocí souřadnic bodu označeného na jednom snímku a souřadnic stejného bodu označeného na snímku pořízeném v tu samou dobu jinou kamerou transformujeme (přeměníme) dvourozměrné souřadnice tohoto bodu na trojrozměrné.

K provedení transformace je nutné, aby byla splněna podmínka kolinearity. To znamená, že snímáný bod, ohnisko kamery a obraz bodu se nacházejí na jedné přímce. Zároveň musí být také splněna podmínka koplanarity říkající, že snímáný bod, kamery (které jej snímají) a obrazy tohoto bodu pořízené kamerami se musí nacházet v jedné rovině.

K transformování souřadnic slouží několik metod. Tou nejpoužívanější je metoda přímé lineární transformace. Možné je například použít také metodu triangulace.

5.1.2 Výstupy 3D videografické vyšetřovací metody

Po použití videografické vyšetřovací metody je možné získat tyto výstupy:

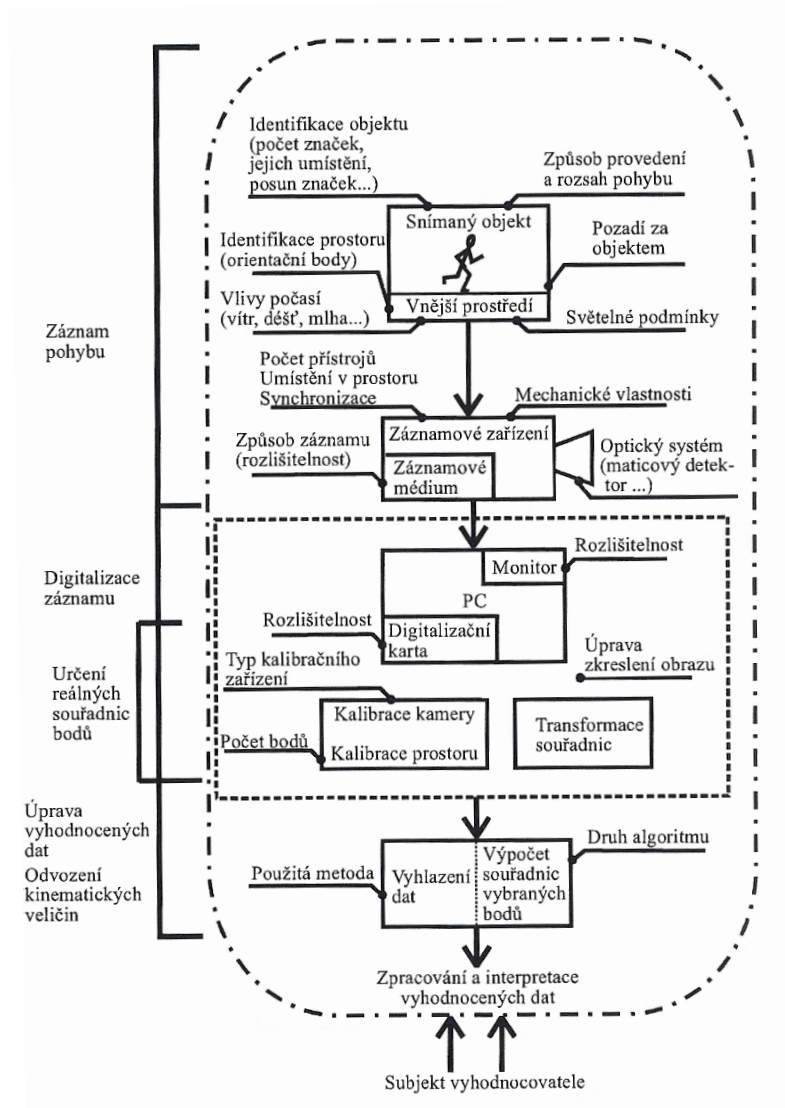
- Kinogram pohybu:
 - a) sestavený z vybraných poloh sledované pohybové činnosti
 - b) získaný analýzou videozáznamu
 - c) vybraného segmentu nebo bodu na lidském těle
- Vybraná klíčová poloha nebo kinogram pohybu doplněný o číselné údaje
- Číselné údaje charakterizující funkční závislost sledovaných parametrů (zpravidla na čase)
- Grafické vyjádření nebo porovnání závislosti vybraných parametrů
- Kombinace předešlých

5.1.3 Úprava dat

Upravením naměřených dat docílíme snížení chyby, která vznikla v průběhu měření a je součástí naměřených hodnot (signálu). K úpravě signálu dochází jeho filtrováním (viz kap. 3.4.2) a vyhlazením (viz kap. 3.4.3).

5.1.4 Chyby vzniklé při provádění videografické vyšetřovací metody

Druhy chyb a vztahy sloužící k určení jejich velikosti jsou uvedeny v kapitole 3.5 Chyby při měření. Obrázek 6.5 znázorňuje, kde všude se při použití videografické vyšetřovací metody nacházejí zdroje výskytu možných chyb.



Obrázek 5.5: Základní zdroje chyb při videografické vyšetřovací metodě [9]

6 Pontos [12]

Pontos je 3D mobilní optický systém od společnosti GOM, který slouží k bezkontaktnímu měření kinematických změn (posuvů, deformací, rychlostí a zrychlení) měřeného objektu nebo jeho části. Součástí systému jsou dvě synchronizované kamery, které jsou umístěné na jednom stativu, software Pontos a kalibrační kříž.



Obrázek 6.1: Systém Pontos (stativ s kamerami, připojený k počítači obsahujícímu software Pontos) [14]

Kamery

Pontos se vyrábí ve čtyřech provedeních, která se od sebe liší parametry kamer (snímkovací frekvence, rozlišení). Jedná se o tyto typy:

Pontos 5M – má snímkovací frekvenci až 30 Hz a rozlišení 5 milionů pixelů. Je využíván při provádění měření, na jejichž přesnost jsou kladeny vysoké nároky.

Pontos 4M – liší se od předešlého typu velikostí snímkovací frekvence. Ta může být až 450 Hz.

Pontos 12M – měří s velmi vysokou přesností. Při plném rozlišení je snímkovací frekvence 24 Hz. Maximální frekvence je 384 Hz a je jí dosahováno při částečném rozlišení.

Pontos HS – je určený pro měření velmi rychlých dynamických dějů. Rozlišení kamer je 1300 pixelů a maximální snímkovací frekvence 4000 Hz.

Kalibrační kříž

Také kalibrační kříže se vyrábějí v několika provedeních. Ta se od sebe liší svou velikostí. Velikost kalibračního kříže volíme v závislosti na velikosti měřeného objektu. Na ramenech kříže jsou rozmístěny reflexní body, pomocí kterých se kalibruje.

Software Pontos

Analýza se provádí pomocí kontrastních značek (markerů), které se umísťují na pozorovaný objekt. Rozmístění markerů a jejich množství neovlivňuje snímací frekvenci. Software tyto body na provedených snímcích rozpozná, převede je do trojrozměrného zobrazení a určí velikost jejich posunutí, rychlost či zrychlení na konkrétním snímku. Takto získané hodnoty je možné dále zpracovávat (např. vykreslit jejich závislosti do grafů) nebo vyexportovat do námi požadovaných formátů. Do softwaru je také možné importovat CAD data a určovat odchylky a posunutí vzhledem k nim.

7 Zjišťování síly ve svalech pomocí Hillovy metody

Archibald Vivian Hill (1886-1977) byl britský fyziolog, který získal v roce 1922 Nobelovu cenu za medicínu a fyziologii a to za objevy související s tvorbou tepla ve svalech.

Výpočtové vztahy vycházející z poznatků A. V. Hilla bývají v současné době součástí softwarů sloužících k simulaci pohybů lidského těla a k zjišťování sil ve svalech.

7.1 Původní Hillova rovnice

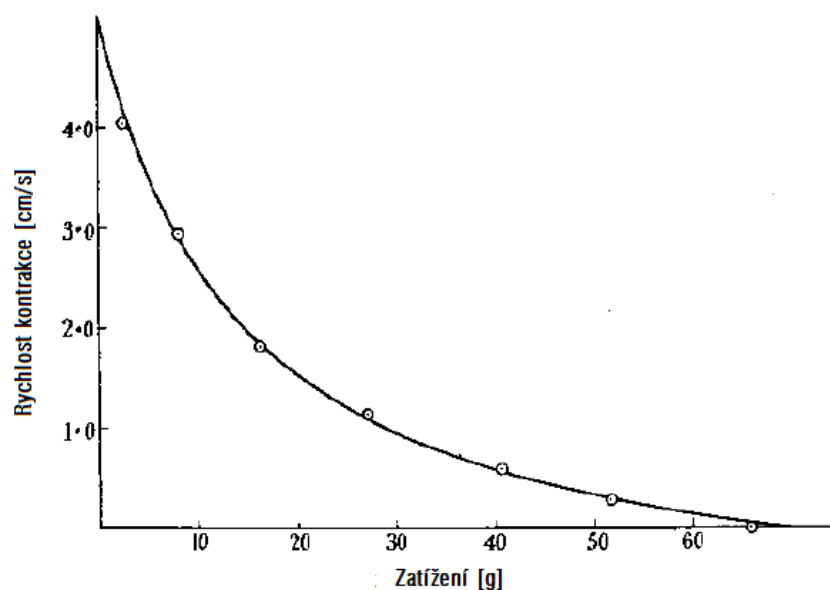
Hilova rovnice je velmi podobná Van der Waalsovým zákonům popisujícím vlastnosti a chování plynů [15]. Vychází z energetické bilance platící při svalové kontrakci říkájící, že kromě vlastní mechanické energie se při kontrakci uvolňuje vlivem probíhajících chemických reakcí také teplo [11].

Na základě provedení experimentu byl nejprve vykreslen graf (viz graf 7.1) popisující hyperbolickou závislost mezi rychlostí izotonické kontrakce svalu a napětím ve svalu. Z tohoto grafu vyplývá, že rostoucí zátěž a tedy i napětí ve svalu má za následek snížení rychlosti kontrakce svalu a naopak zvýšení kontrakční rychlosti způsobuje snížení napětí. Z této závislosti byl odvozen následující empirický vztah:

$$(v + b) \cdot (\sigma + a) = b \cdot (P_0 + a), \quad (7.1)$$

kde σ je napětí ve svalu, v rychlost stažení svalu a a , b a P_0 jsou konstanty. [15]

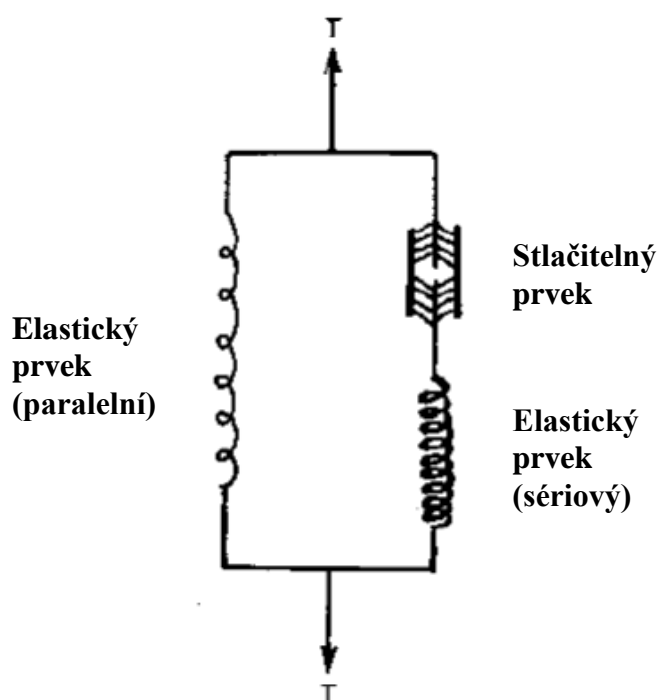
Z následujícího grafu (7.1) je patrný rozdíl mezi naměřenými daty (jednotlivé body) a hodnotami získanými prostřednictvím výpočtu provedeného pomocí výše uvedeného vzorce (plná čára).



Graf 7.1 : Závislost mezi rychlostí kontrakce svalu a jeho zatížením [15]

7.2 Hillův model svalu

Hillův svalový model byl odvozen na základě výše uvedených poznatků. V tomto modelu simuluje sval trojice elementů, z nichž dva jsou umístěny sériově a jeden k nim paralelně, jak je patrné z obrázku 7.1. Jedním ze sériových



Obrázek 7.1 : Hillův model svalu [15]

členů je stlačitelný prvek (CE), který má nulové klidové napětí a při aktivaci dochází k jeho zkrácení. Druhý sériový prvek je elastický (SEE) a bývá při výpočtech často zanedbáván. Oba tyto prvky společně simulují vlastnosti aktivního členu související s vazbami mezi aktinem a myozinem. Paralelní člen (PE) je taktéž elastický a zastupuje složky svalu zodpovědné za pružnost svalu v klidové poloze (vazivová tkáň, cévy a inervace). [15, 11]

Zanedbáme-li SEE, je možné vypočítat celkovou svalovou sílu pomocí následujícího vztahu [16]:

$$F = F_{CE} + F_{PE}, \quad (7.2)$$

ve kterém F_{CE} je síla v aktivním členu a F_{PE} je síla v pasivním členu.

7.2.1 Výpočet síly v pasivním členu (F_{PE})

Síla v pasivním elementu je závislá na klidovém napětí daného svalu a na jeho fyziologickém průřezu, jak je patrné ze vztahu (7.3):

$$F_{PE} = \sigma \cdot pCSA, \quad (7.3)$$

kde σ značí klidové napětí svalu a $pCSA$ je fyziologický průřez svalu. Přičemž klidové napětí je možné určit pomocí následujícího vzorce:

$$\sigma = k \cdot \varepsilon / (1 - \varepsilon / asym), \quad (7.4)$$

ve kterém ε představuje poměrné prodloužení svalu, k klidovou tuhost a $asym$ asymptotu poměrného prodloužení. Fyziologický průřez svalu $pCSA$ lze vypočítat pomocí vztahu 7.5 definovaného Sacksem a Royem [17], kde m_m představuje hmotnost svalu, ρ hustotu, l_r délku a α úhel zpeření.

$$pCSA = m_m \cdot \cos \alpha / (\rho \cdot l_r) \quad (7.5)$$

Poměrné prodloužení ε potřebné pro výpočet klidového napětí vypočteme jako rozdíl okamžité délky svalu l_{curr} a volné délky svalu l_{free} podělený volnou délkou svalu, jak je vidět v následujícím vztahu:

$$\varepsilon = (l_{curr} - l_{free})/l_{free}, \quad (7.6)$$

Výsledná volná délka svalu l_{free} je kratší, než počáteční volná délka svalu l_{rest} (v počáteční poloze modelu). Předpokládáme-li, že mezi délkou svalu l a délkou sarkomeru s je lineární vztah, můžeme volnou délku svalu l_{free} vypočítat pomocí vzorce (7.7) a referenční délku svalu l_{ref} pomocí vzorce (7.8).

$$l_{free} = l_{rest} \cdot S_{free} / S_{rest}, \quad (7.7)$$

$$l_{ref} = l_{rest} \cdot S_{ref} / S_{rest}, \quad (7.8)$$

Přičemž S_{free} je průměrná volná délka sarkomery, S_{rest} klidová délka sarkomery a S_{ref} referenční délka sarkomery. [16]

7.2.2 Výpočet síly v aktivním členu (F_{CE})

Síla v aktivním členu je kromě maximální izometrické síly ve svalu F_{max} také funkcí okamžité délky svalu l_{curr} , okamžité rychlosti kontrakce svalu v_{curr} a aktivační křivky $A(t)$, která má hodnoty v rozmezí 0 až 1. Její výpočet probíhá pomocí níže uvedeného vzorce:

$$F_{CE} = A(t) \cdot F_{max} \cdot f_H(v_r) \cdot f_L(l_r), \quad (7.9)$$

kde f_L je parametr udávající závislost mezi normalizovanou svalovou silou a délkou svalu l_r (7.10) a f_H je parametr popisující závislost mezi normalizovanou svalovou silou a rychlostí kontrakce v_r (7.11). Přičemž rychlost v_r je vyjádřena jako podíl okamžité rychlosti kontrakce svalu v_{curr} a maximální rychlosti zkrácení svalu v_{max} .

Pak:

$$f_H(v_r) = \begin{cases} 0, & v_r \leq -1 \\ (1 + v_r)/(1 - v_r/CE_{sh}), & -1 < v_r \leq 0, \\ (1 + v_r \cdot CE_{ml}/CE_{shl})/(1 + v_r CE_{ml}), & v_r > 0 \end{cases} \quad (7.10)$$

$$f_L(l_r) = e - ((l_r - 1)/S_k) ** 2, \quad (7.11)$$

kde CE_{sh} je průběh křivky udávající závislost mezi silou a rychlostí při zkrácení svalu, CE_{shl} průběh křivky popisující závislost mezi silou a rychlostí při prodloužení svalu, CE_{ml} je maximum relativní síly a S_k je konstantou určující tvar křivky.

Maximální izometrická síla F_{max} se určí obdobným vzorcem, jako síla v pasivním elementu F_{PE} :

$$F_{max} = \sigma_{max} \cdot pCSA, \quad (7.12)$$

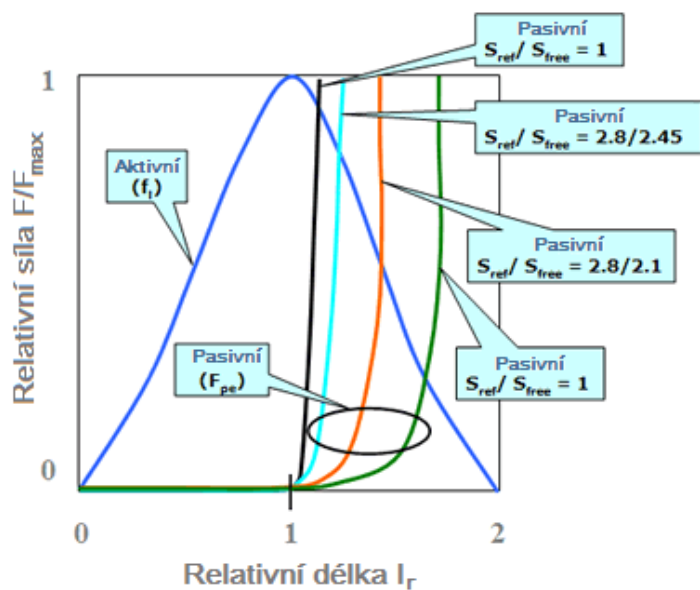
σ_{max} značí maximální izometrické napětí ve svalu. [16]

Konkrétní hodnoty pro jednotlivé parametry sloužící k výpočtu síly v aktivním a pasivním prvku [17] jsou vypsány v tabulce 8.1.

Tabulka 7.1: Parametry potřebné pro výpočet síly ve svaích

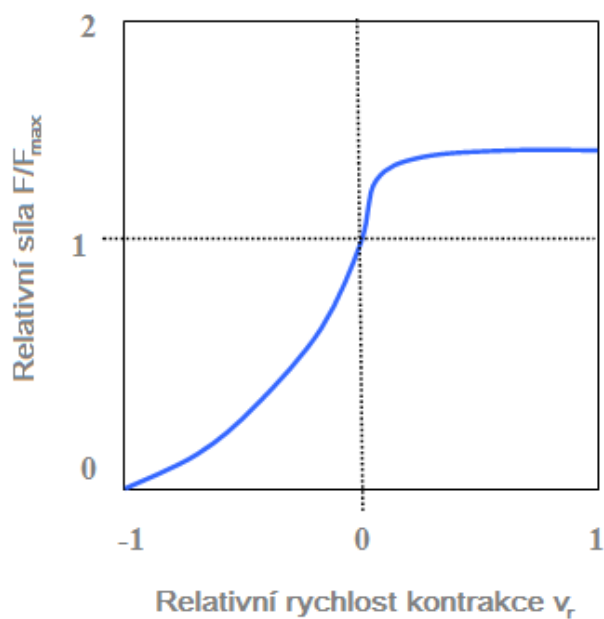
Prvek	Zkratka	Parametr	Hodnota
Pasivní	asym	Asymptota poměrného prodloužení svalu	0,7
	k	Klidová tuhost svalu	3,34 N/cm ²
	S _{free}	Průměrná volná délka sarkomery	2,1 um
	S _{rest}	Klidová délka sarkomery	2,6 um
	S _{ref}	Referenční délka sarkomery	2,8 um
Aktivní	CE _{sh}	Závislost mezi silou a rychlostí při zkrácení	0,25
	CE _{shl}	Závislost mezi silou a rychlostí při prodloužení	0,75
	CE _{ml}	Maximum relativní síly	1,5
	S _k	Konstanta určující tvar křivky	0,54
	v _{max}	Maximální rychlost kontrakce svalu	6/s
	σ _{max}	Maximální izometrické napětí ve svalu	70 N/cm ²

Při použití výše uvedených hodnot parametrů je možné vykreslit závislost relativní síly ve svalu na relativní délce svalu následujícím způsobem:



Graf 7.2: Závislost mezi relativní silou ve svalu a relativní délkou svalu (f_L křivka)[16]

Přičemž modrá křivka náleží aktivnímu elementu a ostatní elementu pasivnímu. Závislost relativní síly ve svalu na relativní rychlosti kontrakce svalu je vykreslena v grafu 8.2.



Graf 7.3: Závislost relativní síly na relativní rychlosti kontrakce (f_H křivka)[16]

8 LifeModeler

Jedná se o MBD software. Program vytváří virtuální model lidského těla a slouží jako rozšíření pro program ADAMS od společnosti MSC Software. Do softwaru je možné importovat modely z CAD programů, stejně tak i data získaná při vyšetření pomocí CT a MRI. Výsledky z LifeModeleru mohou být grafy průběhů sil, posunutí, rychlostí, zrychlení, dále pak kroutící momenty či úhly. Software má využití ve výzkumu, medicíně nebo např. automobilovém a leteckém průmyslu. [19]

8.1 Modelování lidského těla v programu LifeModeler

Při vytváření modelu lidského těla dochází nejprve k vygenerování jednotlivých segmentů lidského těla, následně kloubů a měkkých tkání a na závěr jsou definovány kontakty s okolním prostředím.

Program LifeModeler umožňuje vytvářet dva typy modelů a to pasivní a aktivní. Pasivní model reaguje na podněty z okolního prostředí a bývá využíván například při provádění crash testů či zjišťování reakcí těla na vnější podněty. Vzhledem k tomu, že při těchto činnostech tělo neovlivňuje zkoumaný pohyb, není nutné definovat funkce jednotlivých svalů.

Pokud potřebujeme naopak zjistit, jakým způsobem ovlivňuje pohyb lidského těla okolní prostředí nebo jaké síly působí ve svalech, použijeme model aktivní. V takovém případě použijeme takzvanou inverzní dynamickou simulaci. Což znamená, že nejprve prostřednictvím pomocných bodů „naučíme“ klouby a měkké tkáně jak daný pohyb vykonat a až poté se provede požadovaná dynamická analýza. [20]

8.2 Definování svalů v programu LifeModeler

S výjimkou v podobě pasivního nahrání svalů (uživatelsky laděná pružina a tlumič zaznamenávající pohyb při cvičné simulaci) vycházejí veškeré výpočty související s definováním svalů ze dvou základních řídicích algoritmů (otevřené a

uzavřené smyčky), které se hodí pro jeden ze dvou svalových typů (jednoduché svaly a svaly Hillova typu). Svaly Hillova typu zahrnují na rozdíl od jednoduchých svalů do výpočtu také působení antagonistů, tj. svalů působících proti svalům vykonávajícím daný pohyb.[16]

8.2.1 Formulace otevřené smyčky u jednoduchých svalů

U otevřeného obvodu jsou svaly rozpořehovány na základě uživatelem definované aktivační křivky $A(t)$, jejíž hodnota se pohybuje v rozmezí 0 až 1. Pomocí následujícího vzorce se určí síla v jednoduchém svalu získaná na základě hodnot přijatých z aktivační křivky:

$$F = A(t) \cdot F_{max} \cdot tone \cdot preload. \quad (8.1)$$

Přičemž F_{max} definujeme jako součin maximálního izometrického napětí ve svalu (σ_{max}) a svalového průřezu, $tone$ (tón svalu) určuje váhu výsledné síly v poměru k ostatním svalům jeho hodnota je v rozmezí 0 až 2 a $preload$ je uživatelem definovaná konstanta (předpětí). [16]

8.2.2 Formulace otevřené smyčky svalů Hillova typu

Výpočtový vztah pro tento typ svalů je založen na kombinaci $A(t)$ křivky a fyziologických charakteristik klasického Hillova modelu, který je tvořen aktivním prvkem (CE) a paralelním pasivním prvkem (PE). Vychází z rovnice 7.2, podle které je výsledná síla F ve svalech rovna součtu sil v pasivním F_{PE} a aktivním členu F_{CE} . Tato hodnota je však ještě vynásobena tónem svalu, jak je patrné z rovnice 8.2 [16].

$$F = (F_{CE} + F_{PE}) \cdot tone \quad (8.2)$$

8.2.3 Formulování svalů v uzavřených smyčkách

Uzavřené smyčky definující svaly obsahují PID regulátory. PID regulátor používá k vytvoření průběhu svalové aktivity algoritmus (konečná délka / čas). Svaly

vzniklou křivku posléze následují, díky čemuž je při provádění inverzní dynamické simulace nutné pasivní nahrání svalů před použitím uzavřených smyček. Algoritmus uzavřené smyčky určuje následující vzorec:

$$F = p_{gain}(p_{error}) + I_{gain}(I_{error}) + d_{gain}(d_{error}), \quad (8.2)$$

kde

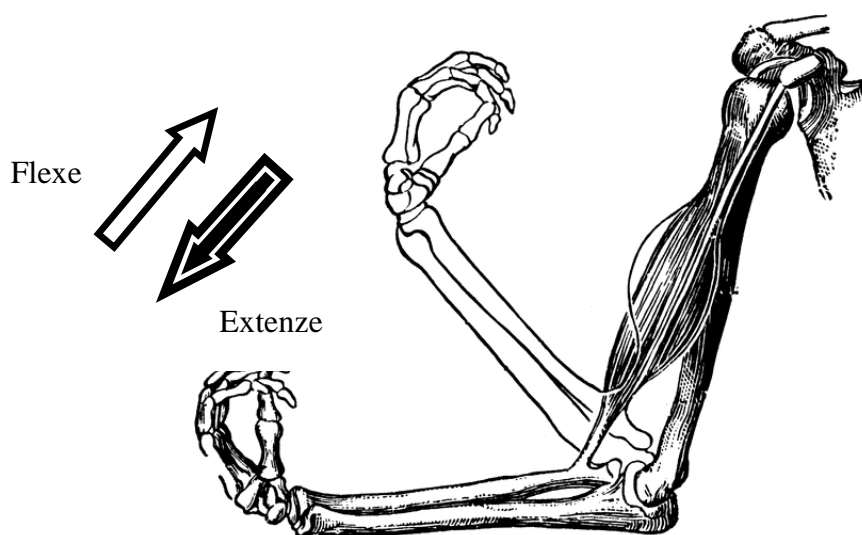
$$p_{error} = (\text{cílová hodnota} - \text{aktuální hodnota}) / \text{rozsah pohybu}. \quad (8.3)$$

Přičemž d_{error} značí první derivaci p_{error} a I_{error} časovou integraci p_{error} .

Maximální síla svalu vytvořena prostřednictvím uzavřené smyčky je limitována vzorci sloužícími pro výpočet svalové pevnosti (viz otevřená smyčka, kde $A(t)=1$). [16]

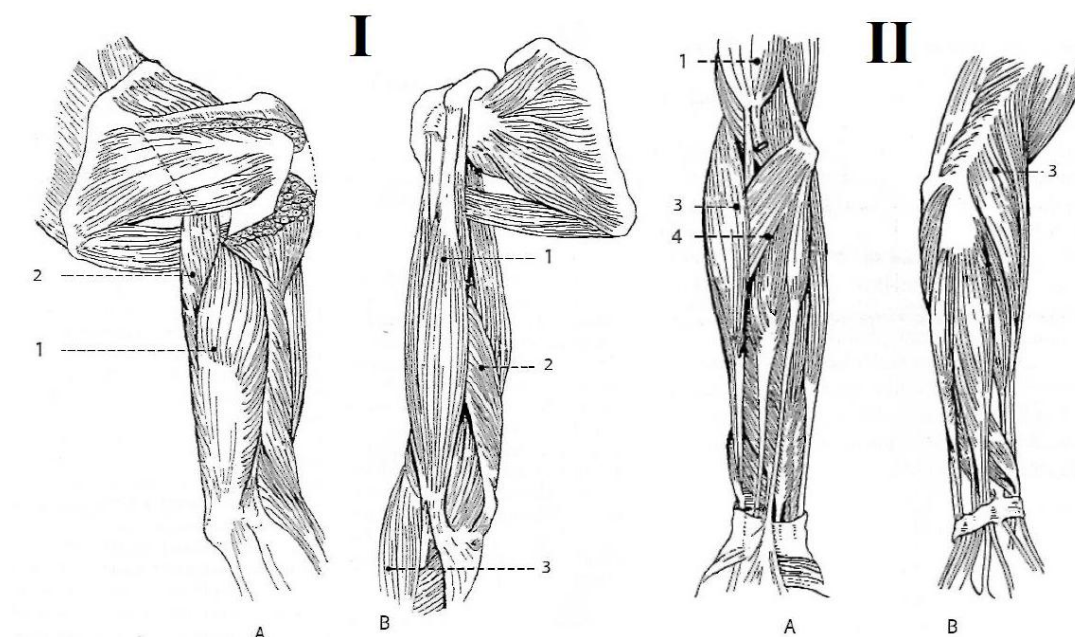
9 Svalová aktivita při flexi paže

Flexi (ohýbání) horní končetiny v loketním kloubu (viz obr. 9.1) zajišťuje ze svalů paže dvojhlavý sval pažní (*musculus biceps brachii*, obr. 9.2, 1) a hluboký sval pažní (*musculus brachialis*). Ze svalů předloktí se pak mimo jiné podílí sval vřetenní (*musculus brachioradialis*, obr. 9.2, 3) a pronující sval oblý (*musculus pronator teres*, obr. 9.2, 4). Při následné extenzi (natahování) paže v loketním kloubu je zapojen především trojhlavý sval pažní (*musculus triceps brachii*, obr. 9.2, 2). Rozsah flexe a extenze činí u loketního kloubu 125 ° až 145 °. [21]



Obrázek 9.1: Flexe a extenze loketního kloubu (upraveno z [22])

Níže uvedené postupy byly zaměřeny hlavně na zjišťování průběhů svalové aktivity ve svaích *biceps brachii* a *triceps brachii*, které se na flexi a extenzi paže v loketním kloubu podílí především.



Obrázek 9.2: Svalstvo horní končetiny [21]

I: A – Zadní plocha paže, B – Přední plocha paže;

II: A – Přední plocha předloktí, B – zadní plocha předloktí

(1 – m. biceps brachii, 2 – m. triceps brachii, 3 – m. brachioradialis, 4 – m. pronator teres)

9.1 Měření pomocí EMG

Měření se účastnili tři dobrovolníci ve věku 25 až 30 let. U každého subjektu se měřila svalová aktivita při flexi a následné extenzi horní končetiny. Pohyb byl realizován opakovaně po dobu dvaceti vteřin. Měření je provedeno nejprve bez zátěže a následně se zátěží, která měla hmotnost 3 a 6 kg. Mezi jednotlivými fázemi měření docházelo k přestávkám o délce 2 minut sloužícím k odpočinutí svalů před dalším měřením.

Dále se měřila maximální izometrická síla a to při stejném umístění elektrod jako u předešlých měření. Aby bylo možno naměřit maximální izometrickou sílu, zapřel se subjekt dlaní snímané končetiny o spodní stranu lavice, na níž bylo umístěno závaží, které nebyl dotyčný schopen uzvednout. Tuto lavici se poté „snažil“ nadzvednout. Měření se provádělo po dobu devíti vteřin.



Obrázek 9.3: Elektroda MA – 411 EMG [7]

Snímání signálu se uskutečnilo pomocí povrchových elektrod typu MA – 411 EMG, které vyrábí společnost Motion Lab Systems. Elektroda má rozměry 38 x 19 x 8 mm a jsou na ní umístěny dva snímací disky o velikosti 12 mm a jeden disk referenční, ten má rozměry 13 x 3 mm viz obrázek 9.3.



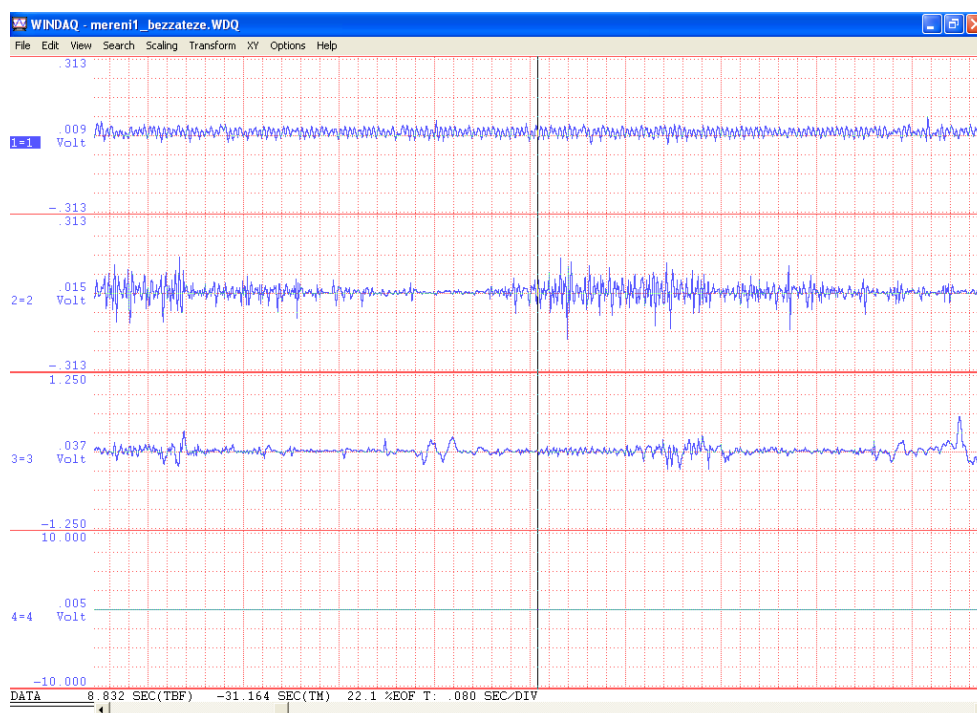
Obrázek 9.4: Měření svalové aktivity pomocí elektromyografu

Jedna elektroda byla umístěna na bříško dvojhlavého svalu pažního druhá na bříško trojhlavého svalu pažního a třetí na vřetenní sval, jak je vidět na obrázku 9.4. Elektrody byly upevněny pomocí lepicí pásky tak, aby během prováděného pohybu nedošlo k jejich odlehnutí od svalu a tím ke zkreslení měřeného signálu. Před jejich umístěním došlo k odmaštění kůže pomocí lihu.



Obrázek 9.5: Systém použitý k měření EMG signálu (upraveno z [7])

Pomocí kabelů od elektrod byl signál přenášen do 16-ti kanálového předzesilovače typu MA 300-XVI a následně do EMG přístroje typu MA 300 od společnosti Motion Lab Systems. Dále byl signál analogově digitálním převodníkem (ADC) typu DI – 720 od společnosti DATAQ Instruments převeden z analogového na digitální. Převodník byl propojen s počítačem, ve kterém je nainstalován software od společnosti DATAQ, viz obrázek 9.5. V tomto programu se pak zobrazoval měřený signál. Část naměřeného signálu, tak jak jej zobrazuje program, je možné vidět na obrázku 9.6.



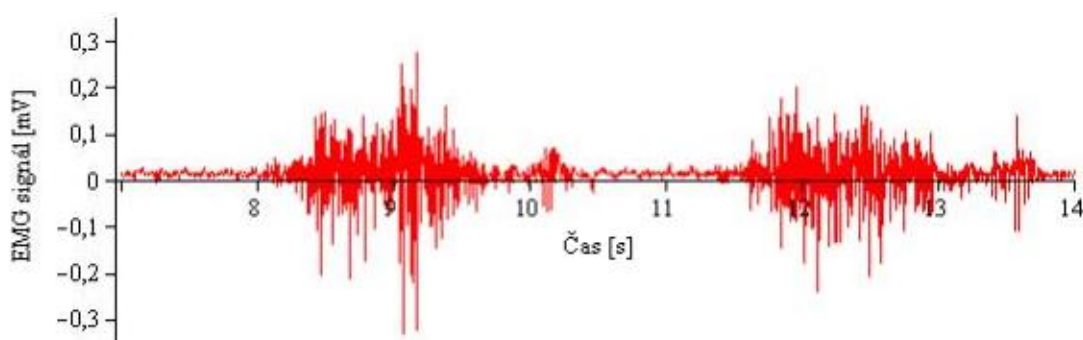
Obrázek 9.6: Ukázka naměřeného signálu při flexi paže s nulovou zátěží

(1 – *m. brachioradialis*, 2 *m. triceps brachii*, 3 – *m. biceps brachii*)

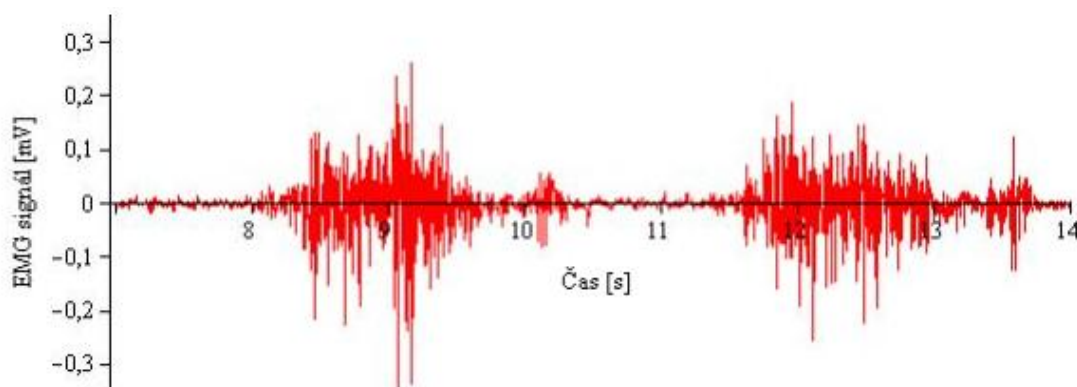
9.2 Zpracování signálu

Hodnoty z naměřených průběhů EMG signálu byly vyexportovány do textových souborů (viz 1. příloha) a poté dále zpracovány v programu Maple. Průběhy vzniklé při měření flexe a extenze pravé končetiny byly upravovány následujícím způsobem:

- U vzorků, které to vyžadovaly, byl proveden offset tak, aby signál osciloval stejnou měrou do kladných i záporných hodnot, rozdíl v zobrazení EMG signálu před offsetem a po něm je patrný na grafech 9.1 a 9.2.

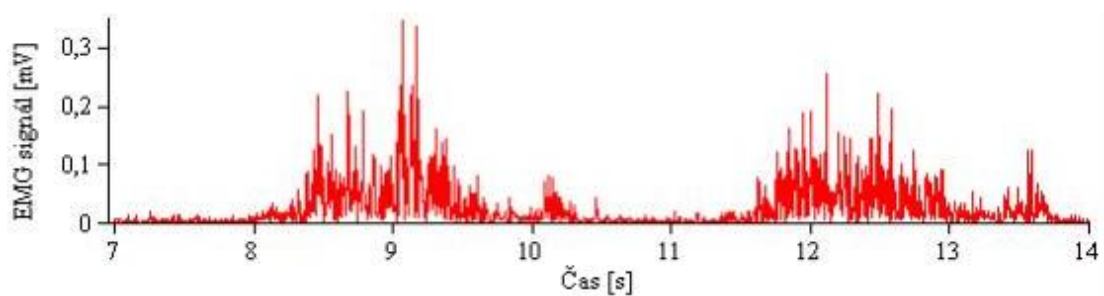


Graf 9.1: Část naměřeného EMG signálu z m. biceps brachii v závislosti na čase (extenze a flexe paže bez zátěže)



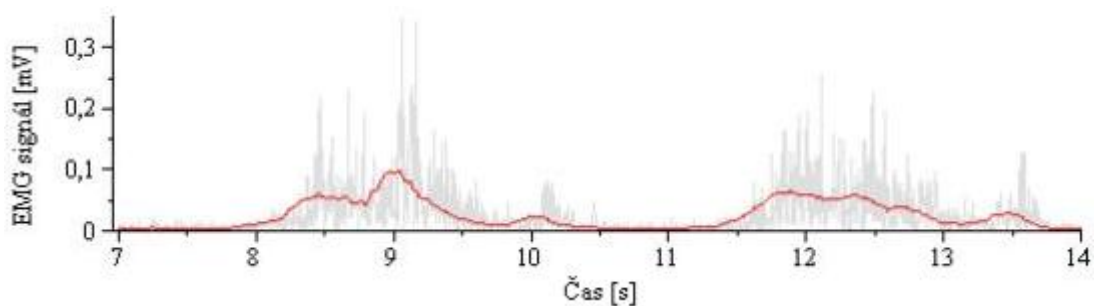
Graf 9.2: Naměřený signál po provedení Offsetu

- Všechny naměřené vzorky byly převedeny do absolutních hodnot, čímž došlo k přenesení záporných hodnot do hodnot kladných (rektifikace) jak je vidět na grafu 9.3.



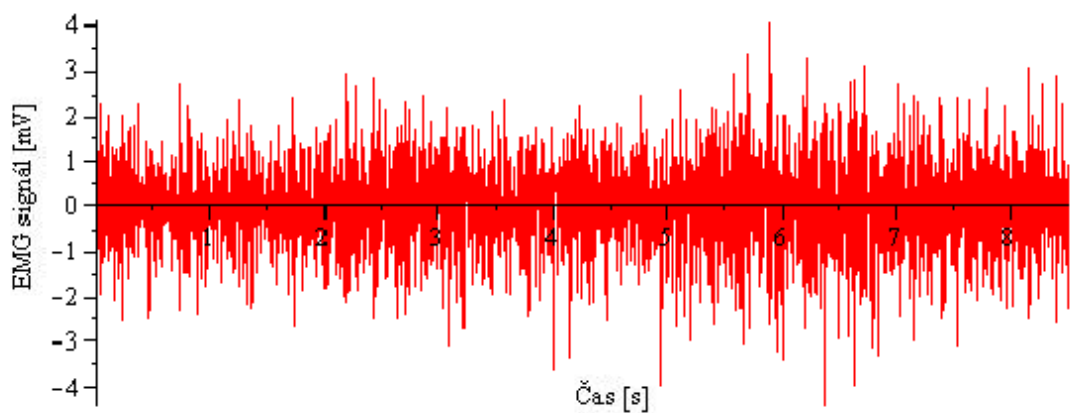
Graf 9.3: Absolutní hodnota z naměřeného signálu

- Takto upravený EMG signál byl následně vyhlazen a to pomocí metody plovoucího průměru s krokem o velikosti 60, viz graf 9.4.



Graf 9.4: Signál vyhlazený pomocí metody plovoucího průměru

- Po vyhlazení signálu došlo k jeho podělení maximální izometrickou silou, jejíž hodnota vznikla zprůměrováním absolutních hodnot tvořících signál naměřené maximální izometrické síly. Průběh naměřené maximální izometrické síly, ze které vznikla průměrná hodnota, je zobrazen na grafu 9.5



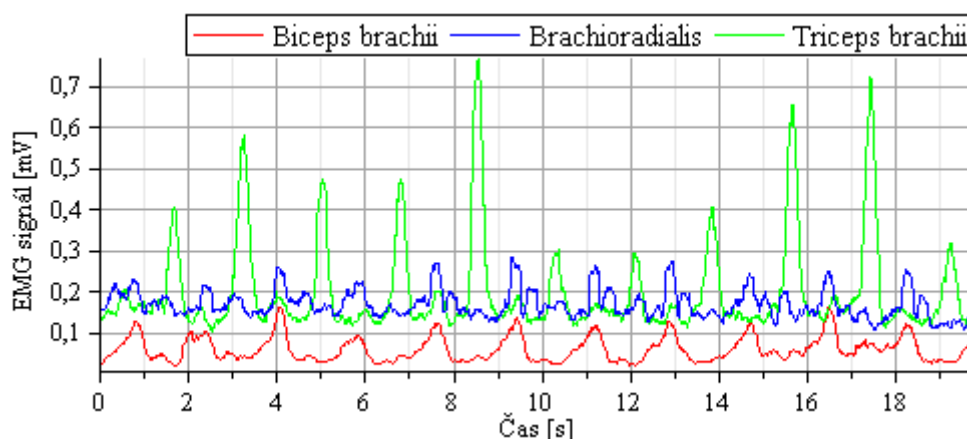
Graf 9.5 Maximální izometrická síla naměřena na m. biceps brachii

Hodnoty průměrných maximálních izometrických sil naměřených pomocí elektrod umístěných na konkrétních svalech jsou pro jednotlivé svaly uvedeny v tabulce 9.1.

Tabulka 9.1 Maximální izometrická síla naměřena na konkrétních svalech

Subjekt	Maximální izometrická síla [mV]		
	Dvojhlavý sval pažní	Trojhlavý sval pažní	Vřetenní sval
A	0.5787	0.0578	0.3360
B	0.8686	0.0253	0.7815
C	0.4849	0.0491	0.1232

- Na závěr došlo k vykreslení průběhů signálů jednotlivých svalů (*m. biceps brachii*, *m. triceps brachii* a *m. brachioradialis*), které byly naměřeny při tomtéž pohybu do společného grafu, jak je vidět na grafu 9.6. Průběhy všech naměřených průběhů EMG signálu jsou obsahem 2. přílohy.



Graf 9.6: Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu bez zátěže (subjekt C)

9.3 Analýza pohybu pomocí systému Pontos

Jak již bylo výše uvedeno, je systém Pontos využíván ke zjišťování kinematických změn pozorovaného objektu. Při této konkrétní analýze se jednalo o pohyb pravé paže (střídání flexe a extenze) k jehož zaznamenání byl použit systém Pontos M4.

Před měřením bylo nutné systém zkalibrovat a to pomocí kalibračního kříže. Po jeho nasazení na stativ tak, aby bylo možné s křížem volně pohybovat, byl umístěn do přibližně stejné vzdálenosti od kamer, v jaké byl později prováděn analyzovaný pohyb. Kamery byly natočeny tak, že se jejich optické osy protínaly ve středu kříže. Pro zajištění dostatečného světla pro měření byl kříž při kalibraci nasvícen přídatným osvětlením stejně jako později snímáný subjekt. Dále se postupovalo podle pokynů uváděných softwarem. Jednalo se o otáčení kříže po i proti směru hodinových ručiček, jeho naklánění a přemisťování dokud nebyla kalibrace dokončena.



Obrázek 9.7: Značky určené k označení důležitých bodů [12]

Po zkalibrování systému byly na pravou paži pozorovaného subjektu umístěny značky (markery) sloužící k označení důležitých bodů. V tomto případě šlo o nalepovací černé značky kruhového tvaru s bílým středem, které můžete vidět na obrázku 9.7. Tyto značky byly kromě paže nalepeny také na židli, kde sloužily jako statické body potřebné pro výpočet. Počet značek byl závislý na tom, aby splňoval minimum nutné pro provedení výpočtu. Tedy minimálně 3 body statické a 3 body pro každý komponent (segment těla).

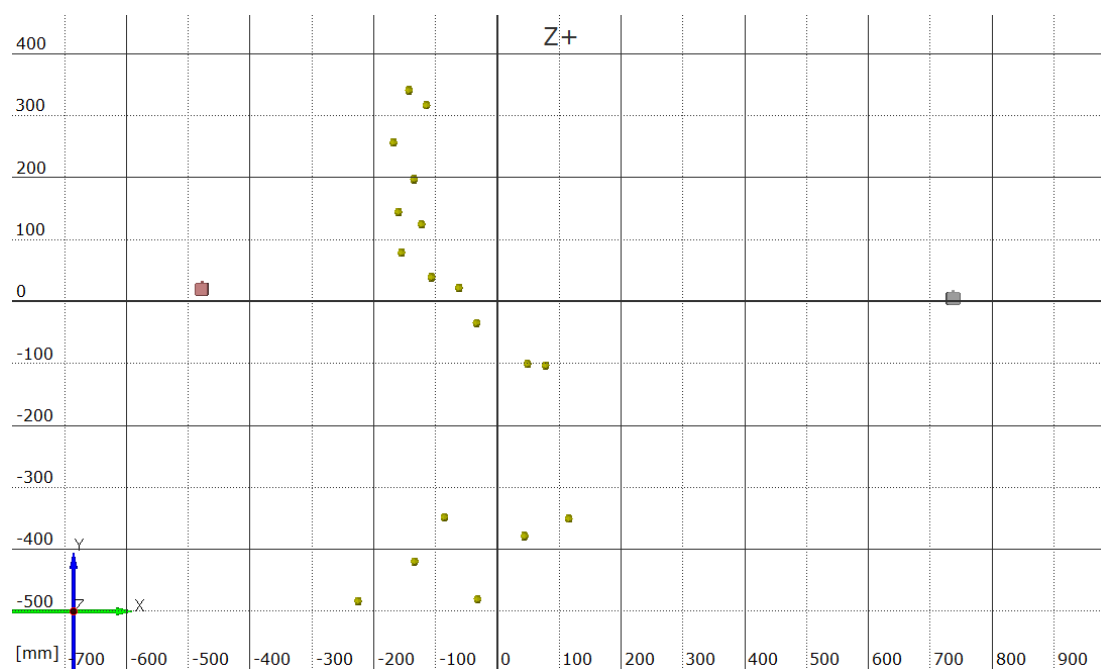
Rozmístění markerů jak na horní končetině subjektu, tak na židli bylo nerovnoměrné, aby se předešlo zkreslení výsledků analýzy.

Dalším krokem bylo nastavení snímkovací frekvence, tu jsem zvolila 15 Hz a celkového počtu snímků, který činil 200. Poté již bylo možné spustit samotné nahrávání.



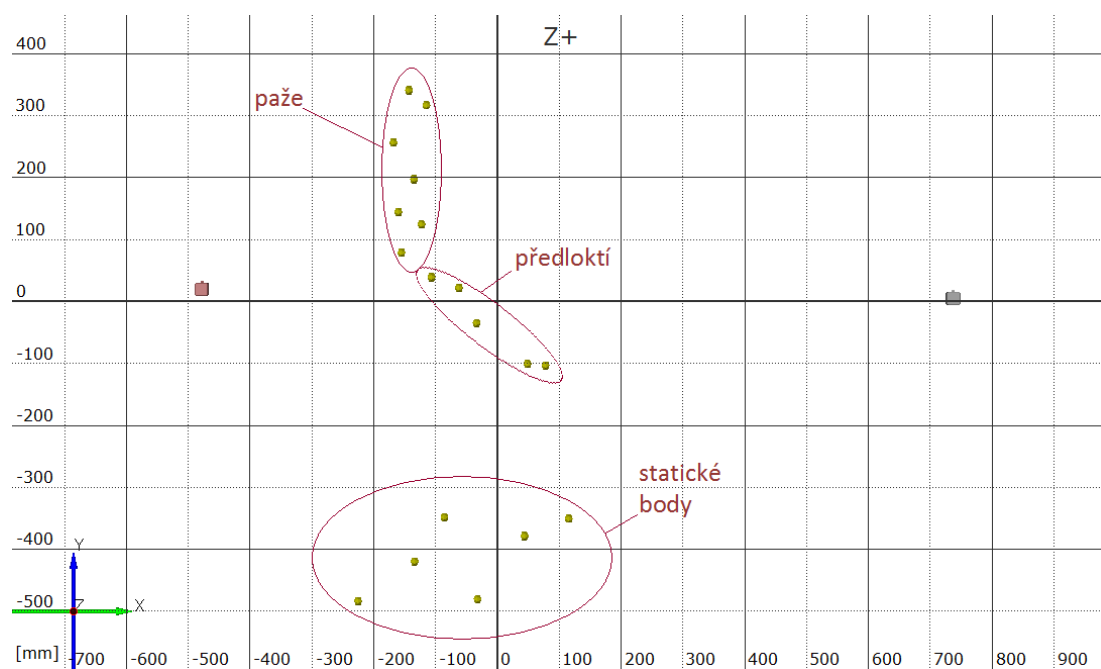
Obrázek 9.8: Snímek z pravé a levé kamery před a po očíslování markerů

Když bylo zaznamenávání dokončeno, označil software markery, které byly dobře viditelné konkrétními čísly jak je vidět na obrázku 9.8. Zároveň došlo k zobrazení těchto bodů ve 3D, viz obrázek 9.9.



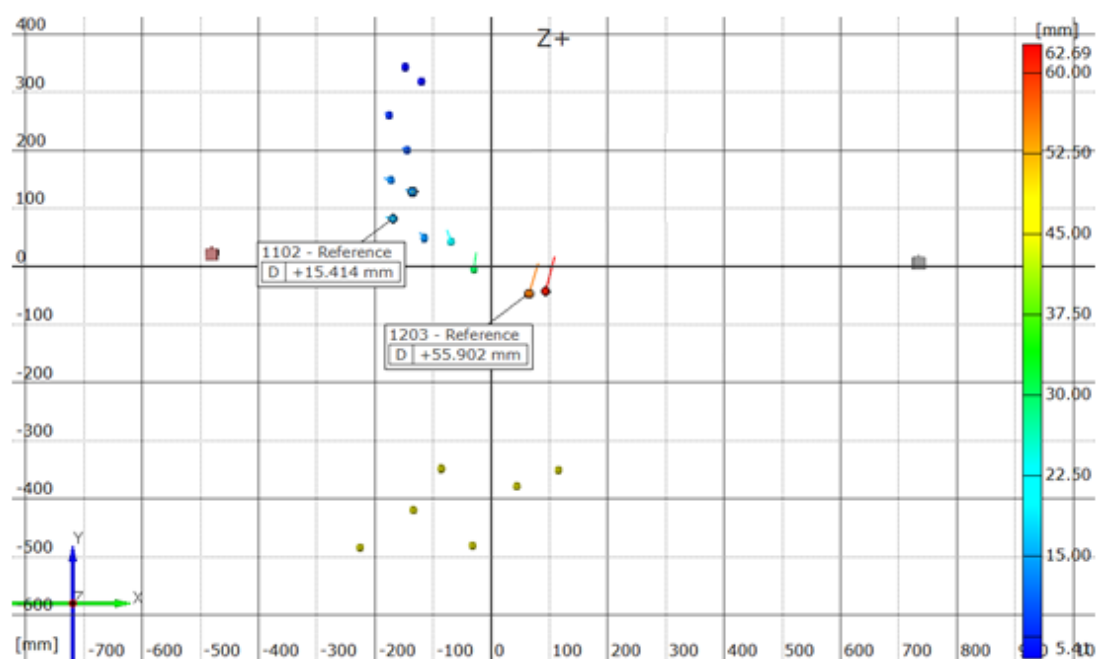
Obrázek 9.9: 3D zobrazení markerů

Následně bylo definováno, které body tvoří jaký segment těla (paže a předloktí) a které body jsou statické, viz obrázek 9.10. Body číselně označené na prvním snímku byly identifikovány také na všech ostatních snímcích.



Obrázek 9.10: Rozdělení bodů

Po dokončení identifikace bodů se mohlo přejít ke zpracování výsledků měření. Prvním krokem bylo definování pole posunutí, což umožnilo zobrazit velikost a směr posuvu jednotlivých bodů na vybraném snímku. Dále došlo k vybrání a označení bodů, jejichž hodnoty se budou později zpracovávat (body s označením 1102 a 1203). Umístění těchto bodů a velikost jejich posunutí je dobře vidět na obrázku 9.11 (3D zobrazení vychází ze 4. snímku pravé a levé kamery). Údaje udávající velikost posunutí vybraných bodů v závislosti na čase byly vyexportovány do textového souboru (viz 3. příloha). Průběh posunutí těchto bodů, jejich rychlosti a zrychlení jsou zobrazeny ve 4. příloze.



Obrázek 9.11: Směr a velikost posunutí bodů

9.4 Simulace pohybu v programu LifeModeler

Při simulaci v programu LifeModeler bylo vzhledem k vstupním hodnotám a požadovaným výsledkům použito inverzní dynamické analýzy. Z tohoto důvodu bylo nutné vygenerovaný model nejprve „naučit“ analyzovaný pohyb pomocí tzv. pohybových agentů a až poté provést samotnou analýzu.

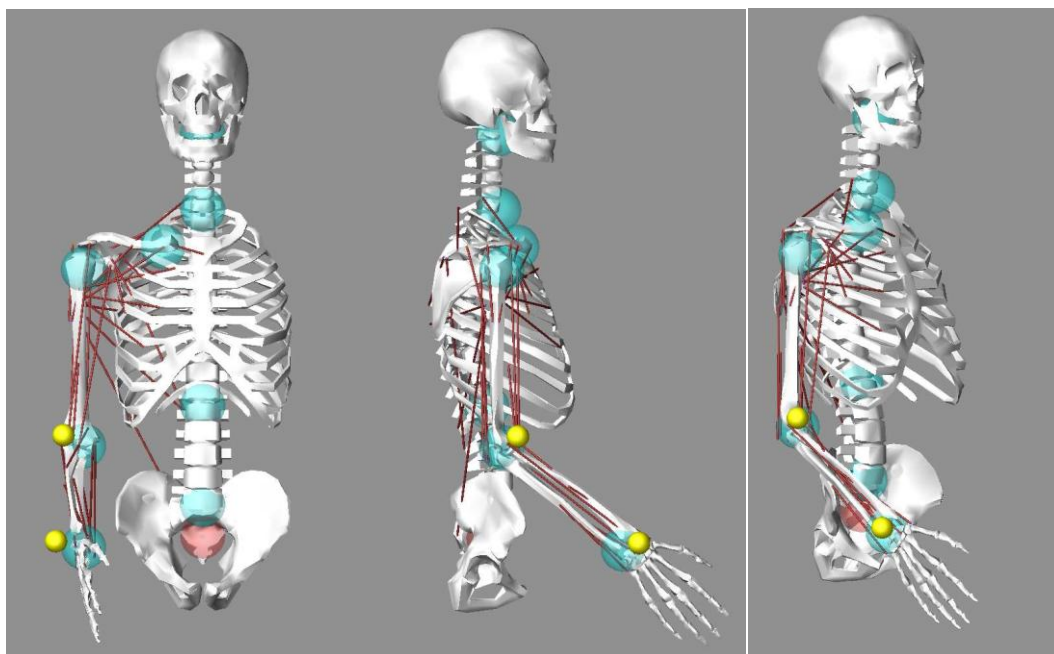
V programu byly simulovány dvě odlišné úlohy. První z nich využívala jednoduchého modelu svalů a jejím cílem bylo získat průběhy sil ve svalech *biceps brachii* a *triceps brachii* v závislosti na čase tak, aby bylo možné porovnat výsledky

se zpracovanými hodnotami naměřenými pomocí EMG (viz kapitola 9.2). Vstupními hodnotami pro tuto úlohu byly souřadnice bodů 1102 a 1203 naměřených pomocí optického přístroje Pontos (viz kapitola 9.3).

Naproti tomu druhá úloha vyžadovala použití svalů Hillova typu a sloužila ke zpětnému získání souřadnic bodů při pohybu flexe a extenze horní končetiny na základě dat získaných z měření pomocí EMG tak, aby bylo možné výsledné souřadnice porovnat s daty získanými ze systému Pontos. Cílem použití obou těchto metod je ověření správnosti výpočtů.

9.4.1 Simulace s použitím jednoduchého modelu svalů

Prvním krokem bylo vygenerování modelu. Ten je tvořen horní částí těla a pravou končetinou. V této fázi dochází také k zadání hodnot, které specifikují rozměrové parametry modelu (pohlaví, váha, výška, věk). Následuje propojení jednotlivých segmentů těla pomocí kloubů a tudíž i definování vazeb mezi segmenty. Na závěr je vygenerováno svalstvo pravé končetiny. Při definování svalů je nutné



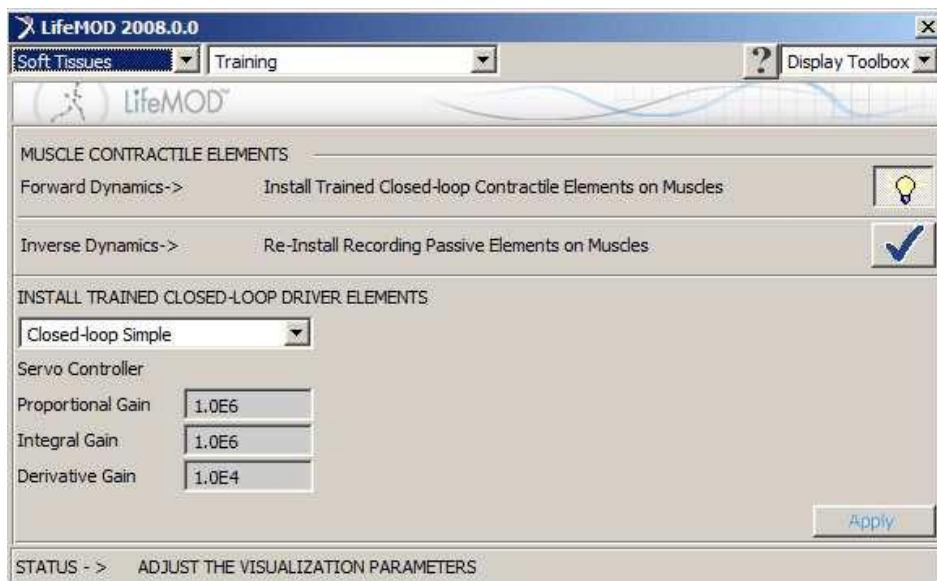
Obrázek 9.12: Model těla v programu LifeModeler

(muž, 89 kg, 192 cm, 339 měsíců)

zvolit jejich vlastnosti (tuhost, tlumení, tón a klidové zatížení). Následuje nastavení pozice modelu tak, aby odpovídala počáteční poloze subjektu při měření. Vygenerovaný model je zobrazen na obrázku 9.12.

Aby bylo model možné rozpohybovat, byli k němu přidáni pohyboví agenti. Konkrétně se jednalo o dva body (žlutá tělesa na obrázku 9.12), jejichž pohyb byl určen souřadnicemi bodů 1102 a 1203.

Po přiřazení hodnot pohybovým agentům a po vytvoření pevné vazby mezi modelem a zemí bylo možné provést inverzní dynamickou analýzu. Provedením této analýzy se model naučil požadovaný pohyb. Tím pádem bylo možné přejít z výukového programu k samotné analýze. Před jejím spuštěním došlo k nahrání dat získaných při „výuce“ a vypnutí pohybových agentů. Výpočet sil ve svaích při analyzovaném pohybu se provádí pomocí PID regulátoru (více viz kapitola 8.2.3), z tohoto důvodu je nutné zadat hodnoty určující proporcionální zesílení (Proportional Gain), integrální zesílení (Integral Gain) a derivační zesílení (Derivative Gain), jak je ukázáno na obrázku 9.13.

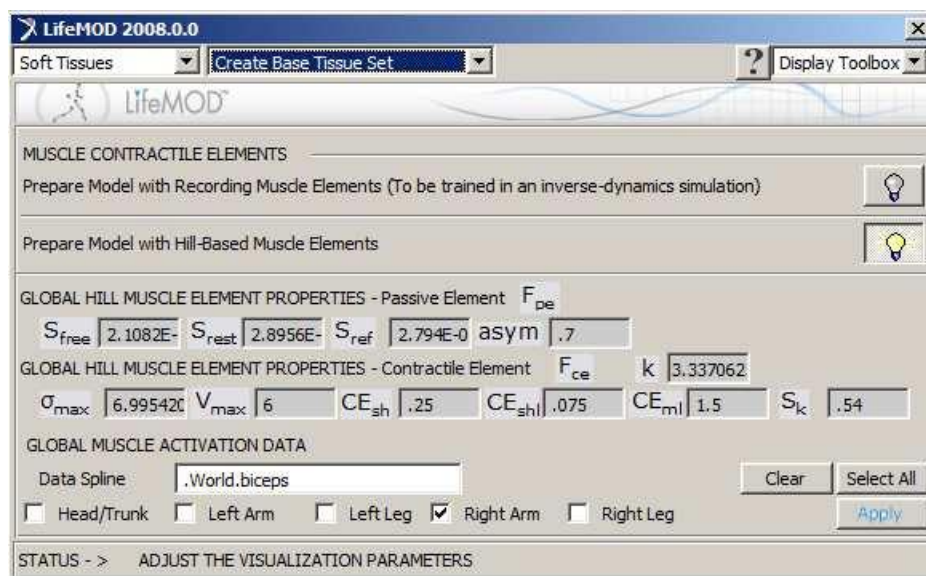


Obrázek 9.13: Nastavení parametrů servoregulátoru

9.4.2 Simulace s použitím svalů Hillova typu

Při simulování pohybu, který vykonával model tvořený svaly Hillova typu, se

vycházelo z předešlého modelu (simulace jednoduchého modelu svalů) s tím, že dříve vytvořené svaly *biceps brachii* a *triceps brachii* byly ze svalů jednoduchých nahrazeny svaly Hillova typu. Jakmile bylo toto provedeno, došlo k nastavení parametrů potřebných k výpočtu a nahrání upraveného průběhu EMG signálu, viz obrázek 9.14. Po přiřazení hodnot konkrétním svalům byla spuštěna samotná analýza.



Obrázek 9.14: Nastavení parametrů u svalstva Hillova typu

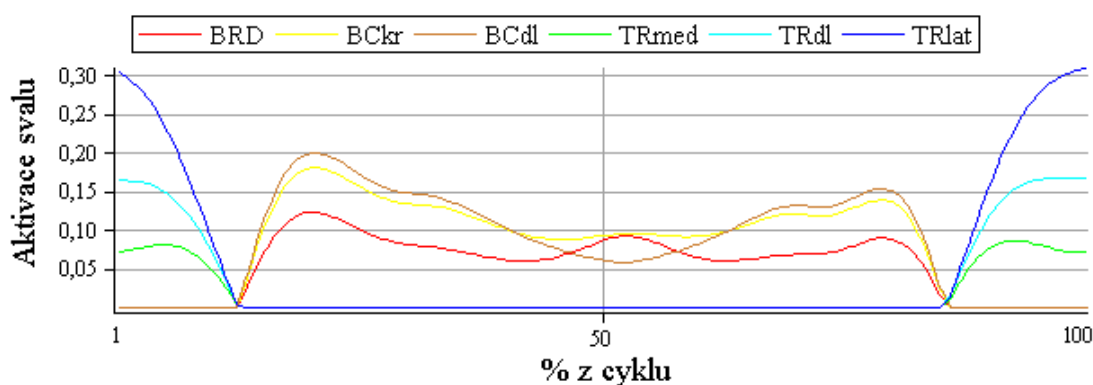
9.5 Výsledky měření a jejich porovnání

Při provádění analýz v programu LifeModeler se podařilo nasimulovat model požadovaného pohybu a to prostřednictvím souřadnic získaných ze systému Pontos i EMG signálu. Nedošlo však k úspěšnému dopočítání dynamické inverzní simulace. Tento neúspěch je příkládán nevhodnému zvolení požadovaných konstant potřebných pro výpočet a zároveň také nedostatečnému porozumění principu fungování programu LifeModeler.

Z tohoto důvodu bylo přistoupeno k náhradnímu řešení. To představovalo provedení matematického výpočtu sloužícího k zjištění průběhu aktivační křivky $A(t)$. Výpočet byl proveden na základě informací uvedených v [23] s použitím vztahů z kapitoly 7.2, což znamená, že je založen na stejných vztazích, jako inverzní dynamická analýza v programu LifeModeler. Vstupními daty pro tento výpočet byl

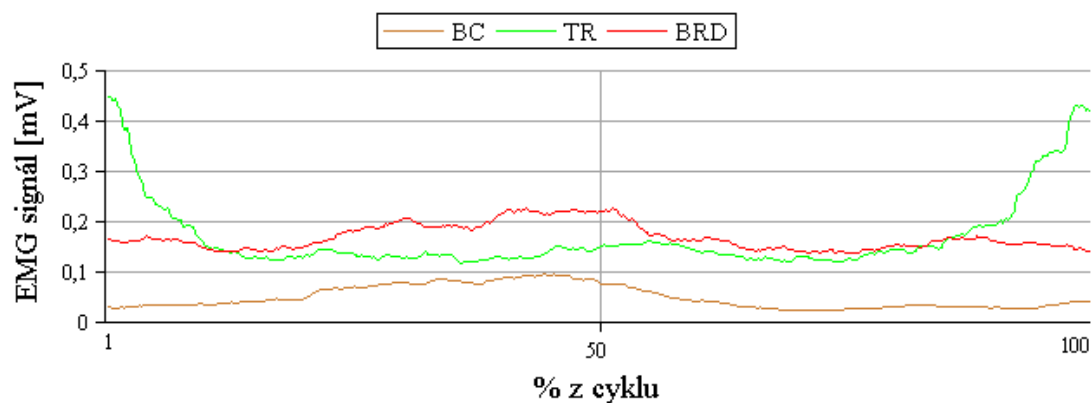
vnitřní úhel mezi *humerusem* a *radiem* při provádění flexe a extenze. Úhel byl naměřen ze snímků pořízených systémem Pontos. Kritériem výpočtu byla minimalizace svalové aktivace, vyjádřena vztahem $J = \sum_{i=1}^n A_i^2$. Hodnoty konstant potřebných pro výpočet byly získány z odborné literatury.

Na základě tohoto výpočtu byly vykresleny aktivační křivky jednotlivých svalů tak, jak je vidět v grafu 9.7.



Graf 9.7: Průběh Aktivační křivky při jedné periodě flexe a extenze

Při měření svalové aktivity pomocí elektromyografu a povrchových elektrod nebylo možné rozlišit u svalů *biceps brachii* (BC) a *triceps brachii* (TR) aktivitu v jednotlivých hlavách svalů. Z tohoto důvodu reprezentuje sval vždy jedna křivka, viz graf 9.8. U matematického modelu je tomu jinak. Jednotlivé křivky zde reprezentují průběhy aktivačních křivek dlouhé hlavy *m. biceps brachii* (BCdl), krátké hlavy *m. biceps brachii* (BCkr), dlouhé hlavy *m. triceps brachii* (TRdl), laterální hlavy *m. triceps brachii* (TRlat), mediální hlavy *m. triceps brachii* (TRmed) a *brachioradiálistu* (BRD).



Graf 9.8: Průběh EMG signálu při jedné periodě flexe a extenze

Vzhledem k tomu, že sval má určitou elektrickou aktivitu i v klidové poloze, má EMG signál vždy vyšší než nulovou hodnotu na rozdíl od průběhu aktivační křivky vytvořené prostřednictvím matematického výpočtu. U naměřeného signálu je také proměnná výška amplitudy, jak je patrné z grafu 9.6.

Při vyhodnocování EMG signálu je nutné si uvědomit, že došlo ke zkreslení signálu při jeho úpravě (vyhlazení). Také by se mělo pamatovat na to, že signál je snímán pomocí povrchových elektrod a tudíž může být ovlivněn například signálem z okolních svalů. K dalšímu zkreslení může dojít s ohledem na vrstvu podkožního tuku apod.

U aktivačního signálu je výsledný průběh ovlivněn konstantami udávajícími fyziologické a morfologické vlastnosti svalu. Hodnoty těchto konstant byly většinou získány provedením experimentu. Velký vliv na výsledný průběh má také volba vhodného optimalizačního kritéria.

S ohledem na výše uvedené skutečnosti se dá říci, že naměřený EMG signál přibližně odpovídá aktivačnímu signálu získanému matematickým výpočtem. Zároveň nám jak naměřený tak vypočítaný průběh svalové aktivity potvrdil, že při provádění flexe jsou aktivní svaly *biceps brachii* a *brachioradiális* a při provádění extenze je aktivní sval *triceps brachii*.

10 Závěr

Tato diplomová práce se skládá ze dvou hlavních částí teoretické a praktické. Úvod práce je věnován shrnutí znalostí týkajících se stavby a fyziologie kosterního svalstva. Následují kapitoly o elektromyografii a kinematické analýze lidského pohybu. Na ně pak navazují kapitoly týkající se Hillova modelu svalů, programu LifeModeler a systému Pontos.

Praktická část práce byla zaměřena na porovnání průběhu svalové aktivity při provádění flexe a extenze pravé horní končetiny v loketním kloubu, a to při použití výpočtové a experimentální metody. Kdy experimentální metoda spočívala v naměření EMG signálu pomocí povrchových elektrod a následném zpracování výsledků. Měření, kterého se zúčastnily tři typově odlišné subjekty, sloužilo kromě získání potřebných dat také k seznámení se s danou metodikou.

Cílem výpočtové části bylo propojit optický systém Pontos s modelačním a simulačním softwarem LifeModeler. Práce se systémem Pontos zahrnovala kromě samotného měření a zpracování naměřených dat v softwaru Pontos také zkalibrování systému, jehož provedení zabíralo podstatnou část času věnovaného práci se systémem.

Při práci se softwarem LifeModeler, jehož správné použití závisí na vhodné volbě značného množství parametrů, se úspěšně podařilo nasimulovat požadovaný pohyb na základě souřadnic naměřených systémem Pontos. Nedošlo však ke zdárnému provedení analýzy, jejímž výsledkem měl být průběh svalové aktivity. Tento neúspěch je pravděpodobně způsoben nevhodnou volbou parametrů potřebných pro provedení simulace. Za příčinu tohoto neúspěchu je považován omezený přístup k počítači obsahujícímu licenci k softwaru LifeModel a z toho vyplývající nedostatečné porozumění samotnému softwaru.

S ohledem na tuto skutečnost bylo použito pro získání průběhu svalové aktivity matematického modelu, založeného na Hillově svalovém modelu. Tedy modelu, používaném i program LifeModeler. Výsledné porovnání proběhlo úspěšně a je možné konstatovat, že mezi naměřenými a vypočítanými průběhy svalové aktivity je určitá shoda.

Tato práce měla spíše než k porovnání samotných výsledků sloužit k seznámení

se s metodikou určenou k získávání svalové aktivity. Závěrem bych chtěla ještě zmínit skutečnost, že software LifeModeler se již nedistribuuje mezi další uživatele a z tohoto důvodu by bylo v budoucnu lepší zaměřit se například na práci se simulačním softwarem OpenSim. Jedná se o otevřený software umožňující jak vkládat již vytvořené modely z knihoven programu tak vlastní vytvoření modelů.

.

Použitá literatura

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. Učební texty Institutu pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně. ISBN 80-716-9970-5.
- [2] Stavba kosterního svalu. In: *Lidské tělo obrazem i slovem* [online]. © 2012 [cit. 2013-03-02]. Dostupné z: <http://www.latinsky.estranky.cz/fotoalbum/svalova-soustava/svalova-soustava/sval-stavba.jpg-.html>
- [3] VILÍMEK, Miloslav. *Elektromyografie* [online]. [cit. 2013-03-19]. Dostupné z: http://www.biomechanika.cz/materials/all_materials
- [4] DUFEK, Jaroslav. *Elektromyografie*. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995, 102 s. Učební texty Institutu pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně. ISBN 80-701-32086.
- [5] JELÍNEK, Jan. *Biologie: Pro střední školy gymnazijního typu (teoretická část)*. 1. vyd. Olomouc: FIN Publishing, 1996, 409 s. ISBN 80-860-0201-2.
- [6] Myasthenia gravis. *MYGRA-CZ* [online]. © 2010–2013 [cit. 2013-03-03]. Dostupné z: <http://www.mygra.cz/cs/myasthenia-gravis.html>
- [7] MOTION LAB SYSTEMS, Inc. *Advanced EMG with Research Accuracy & Real Life Flexibility*. 2010 [online]. ix, 284 p. [cit. 2013-04-01]. Dostupné z: http://www.motion-labs.com/pdf/mls_2010_catalog.pdf
- [8] DANIEL, Matej a Tomáš MAREŠ. *Experimentální biomechanika*. Vyd. 1. V Praze: České vysoké učení technické v Praze, 2008, s. 43-52. ISBN 978-800-1039-823.
- [9] JANURA, Miroslav a František ZAHÁLKA. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004, 209 s. Monografie (Univerzita Palackého). ISBN 80-244-0930-5.
- [10] *Kinematická analýza* [online]. 2011 [cit. 2013-02-28]. ISBN 978-80-7414-399-1. Dostupné z: http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf
- [11] Patobiomechanika a Patokinesiologie K O M P E N D I U M. *WWW Server BIOMECH.FTVS.CUNI.CZ Katedra anatomie a biomechaniky* [online]. [cit. 2013-02-10]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/>

- [12] GOM mbH. *Pontos: User Manual - Software*. © 2008.
- [13] Pontos. MCAE SYSTEMS, s.r.o. *MCAE SYSTEMS* [online]. © 2013 [cit. 2013-03-23]. Dostupné z: <http://www.mcae.cz/pontos>
- [14] GOM mbH. *Online Deformation Measurement of Metal Forming Machines* [online]. 2010 [cit. 2013-03-23]. Dostupné z: http://www.gom.com/fileadmin/user_upload/industries/forming_machine_EN.pdf
- [15] FUNG, Y. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. 2nd ed. New York: Springer-Verlag, 1993, xviii, 568 p. ISBN 35-409-7947-6.
- [16] Muscle Formulation. *LifeModeler* [online]. [cit. 2013-04-18]. Dostupné z: http://www.lifemodeler.com/LM_Manual/A_musclesform.shtml#closedloop
- [17] Physiological cross-sectional area. *Wikipedia* [online]. [cit. 2013-04-20]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Physiological_cross-sectional_area
- [18] Choosing Model Parameters. *LifeModeler* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: http://www.lifemodeler.com/LM_Manual/A_parameters.shtml
- [19] *LifeModeler* [online]. © 2013 [cit. 2013-03-23]. Dostupné z: <http://www.lifemodeler.com>
- [20] LifeMOD™ 2010.0 Overview. *LifeModeler* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: http://www.lifemodeler.com/LM_Manual/
- [21] DYLEVSKÝ, Ivan. Speciální kineziologie. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
- [22] The Biceps Muscle and Arm Bones. *Educational Technology Clearinghouse* [online]. © 2004–2013 [cit. 2013-03-07]. Dostupné z: http://etc.usf.edu/clipart/44000/44001/44001_biceps.htm
- [23] VILÍMEK, Miloslav. Musculotendon forces derived by different muscle models. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2007
- [24] MÁŠOVÁ, Lenka. *Snímání EMG a jeho hodnocení* [online]. [cit. 2013-01-28]. Dostupné z: http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=38249
- [25] 7. *Elektromyografie - EMG* [online]. [cit. 2013-02-28]. Dostupné z: http://www.zsf.jcu.cz/structure/departments/kpo/manual-frvs/07_elektromyografie.pdf/view?searchterm=elektromyografie

Seznam příloh

Příloha 1: Ukázka dat naměřených pomocí elektromyografu

Příloha 2: Průběhy EMG signálů

Příloha 3: Ukázka souřadnic bodů získaných prostřednictvím systému Pontos

Příloha 4: Průběhy posuvů, rychlostí a zrychlení bodů vzniklé v softwaru systému Pontos

Příloha 5: CD-ROM

PŘÍLOHY

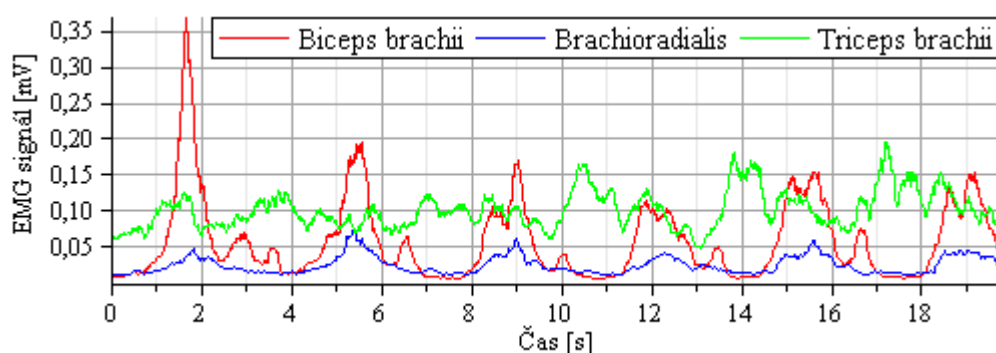
Příloha 1: Ukázka dat naměřených pomocí elektromyografu

samples per sec. = 1000/1

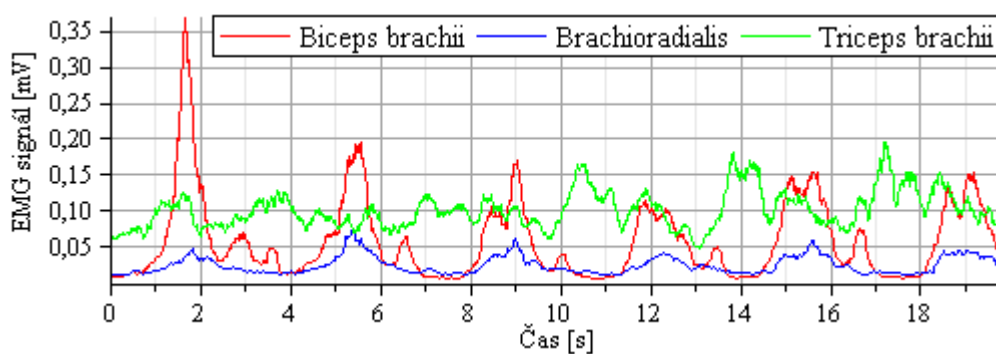
Time sec	Brachiorad. volt	Triceps volt	Biceps volt	volt
0	5.13E-02	2.32E-02	2.56E-02	1.10E-02
0.004	2.69E-02	2.56E-02	-2.44E-02	1.59E-02
0.008	2.44E-03	-1.22E-03	-1.46E-02	8.54E-03
0.012	-1.59E-02	-2.56E-02	9.77E-03	1.22E-03
0.016	-1.22E-03	6.10E-03	3.54E-02	2.44E-03
0.02	3.66E-02	2.20E-02	5.13E-02	8.54E-03
0.024	2.93E-02	3.66E-03	4.88E-02	4.88E-03
0.028	7.32E-03	2.44E-03	6.10E-03	4.88E-03
0.032	-9.77E-03	0.00E+00	-2.08E-02	2.44E-03
0.036	2.56E-02	-1.22E-03	-9.77E-03	1.22E-03
0.04	6.47E-02	1.59E-02	4.39E-02	7.32E-03
0.044	3.54E-02	1.46E-02	2.81E-02	7.32E-03
0.048	-1.22E-03	3.66E-03	1.83E-02	6.10E-03
0.052	-1.46E-02	-1.10E-02	1.10E-02	1.22E-03
0.056	-2.44E-03	-3.66E-03	-2.44E-03	1.22E-03
0.06	2.69E-02	1.34E-02	1.95E-02	7.32E-03
0.064	4.88E-03	1.59E-02	6.10E-02	7.32E-03
0.068	-6.10E-03	4.88E-03	3.66E-03	3.66E-03
0.072	-2.44E-03	-1.34E-02	-5.86E-02	3.66E-03
0.076	4.88E-03	0.00E+00	-8.54E-03	2.44E-03
0.08	3.30E-02	1.10E-02	5.13E-02	8.54E-03
0.084	2.81E-02	8.54E-03	5.37E-02	4.88E-03
0.088	1.46E-02	2.44E-03	3.17E-02	2.44E-03
0.092	-8.54E-03	-1.22E-03	1.83E-02	1.22E-03
0.096	1.59E-02	2.44E-03	2.56E-02	1.22E-03
0.1	5.00E-02	1.95E-02	-2.32E-02	9.77E-03
0.104	3.30E-02	-4.88E-03	-3.66E-03	4.88E-03
0.108	1.59E-02	-1.22E-02	7.32E-03	3.66E-03
0.112	4.88E-03	-1.34E-02	3.17E-02	-9.77E-03
0.116	0.00E+00	-3.66E-03	3.54E-02	-1.22E-03
0.12	1.34E-02	1.10E-02	-4.88E-03	7.32E-03
0.124	0.00E+00	1.22E-03	7.32E-02	8.54E-03
0.128	-8.54E-03	-1.22E-03	-3.05E-02	6.10E-03
0.132	-2.56E-02	-7.32E-03	-2.93E-02	2.44E-03
0.136	-1.34E-02	4.88E-03	3.91E-02	3.66E-03
0.14	1.95E-02	1.34E-02	4.88E-02	9.77E-03
0.144	1.95E-02	4.88E-03	-1.22E-03	7.32E-03
0.148	-8.54E-03	0.00E+00	-5.74E-02	7.32E-03
0.152	-6.10E-03	0.00E+00	-1.22E-02	2.44E-03
0.156	6.10E-03	8.54E-03	3.78E-02	2.44E-03
0.16	4.64E-02	1.34E-02	3.91E-02	1.34E-02
0.164	3.66E-02	1.59E-02	6.23E-02	8.54E-03
0.168	1.83E-02	1.10E-02	2.56E-02	1.59E-02
0.172	7.32E-03	-1.10E-02	2.69E-02	1.22E-03
0.176	2.69E-02	-8.54E-03	6.10E-03	3.66E-03
0.18	3.17E-02	9.77E-03	2.44E-03	7.32E-03
0.184	3.66E-03	2.08E-02	1.46E-02	7.32E-03
0.188	-7.32E-03	8.54E-03	4.39E-02	3.66E-03
0.192	-1.71E-02	2.44E-03	5.25E-02	2.44E-03
0.196	1.22E-03	2.44E-03	5.00E-02	3.66E-03

Měření bez zátěže

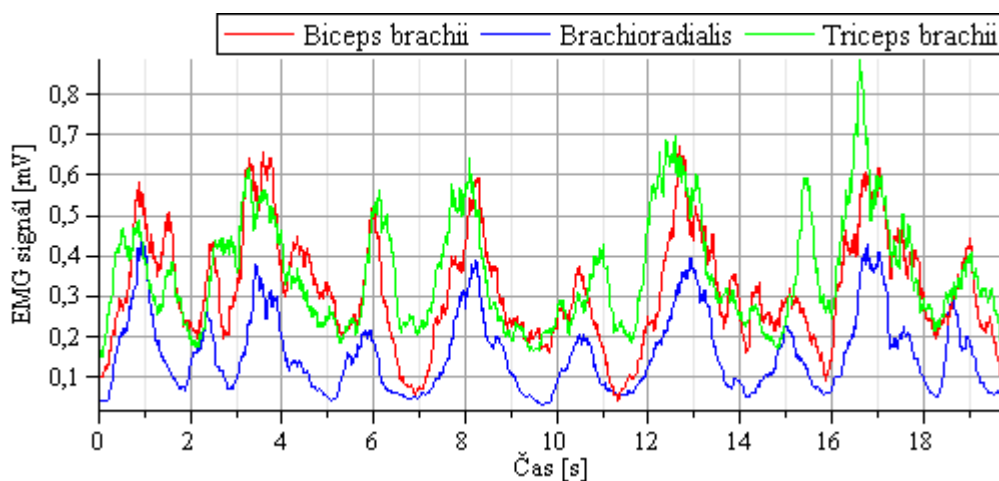
Příloha 2: Průběhy EMG signálů



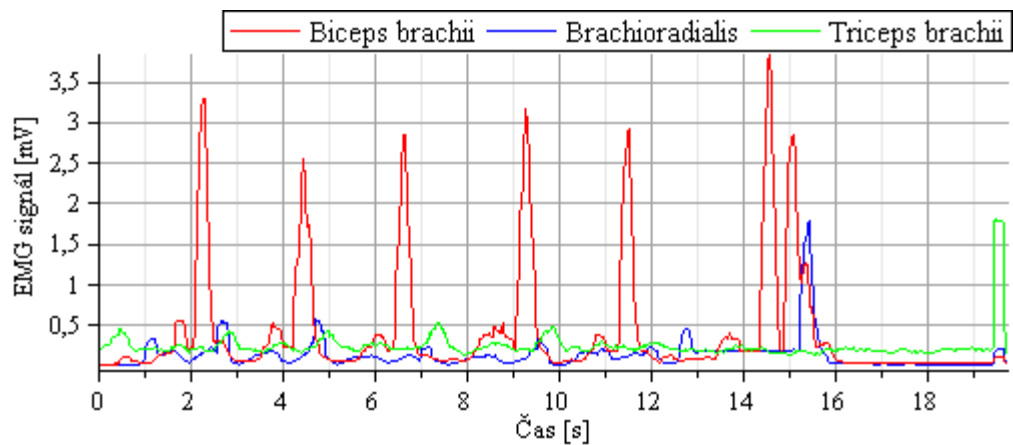
Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu bez zátěže (subjekt A)



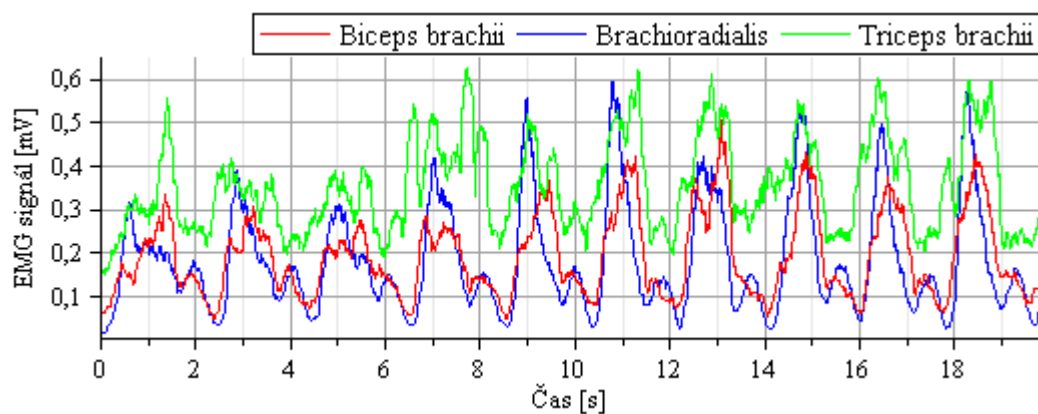
Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu se zátěží 3 kg (subjekt A)



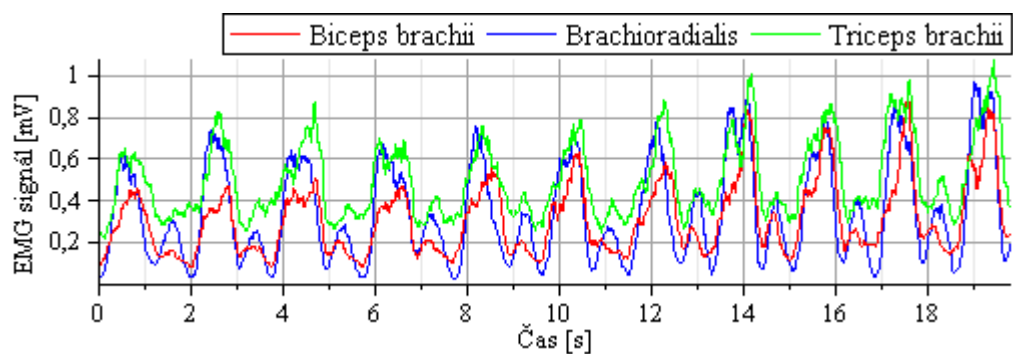
Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu se zátěží 6 kg (subjekt A)



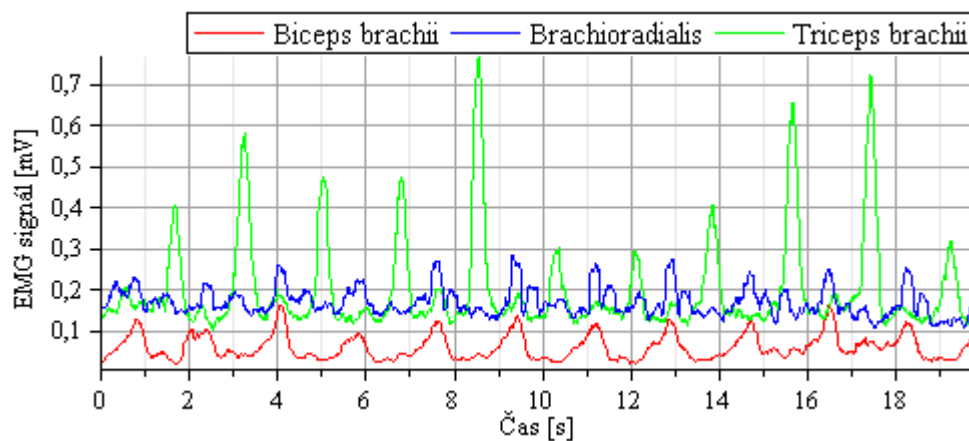
Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu bez zátěže (subjekt B)



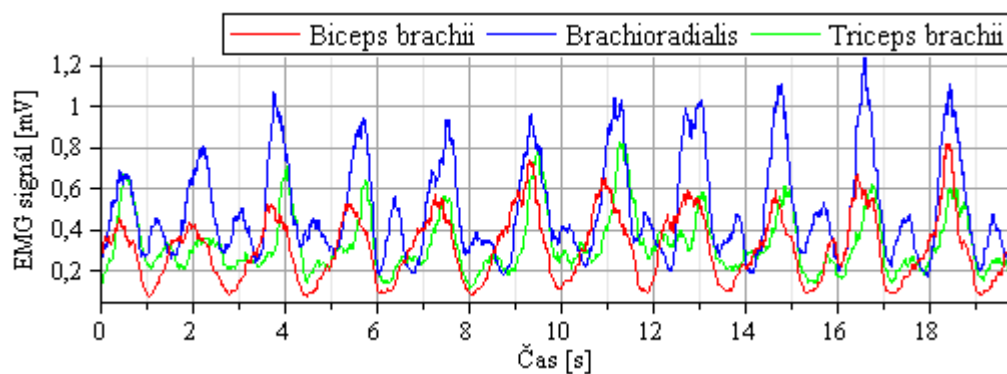
Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu se zátěží 3 kg (subjekt B)



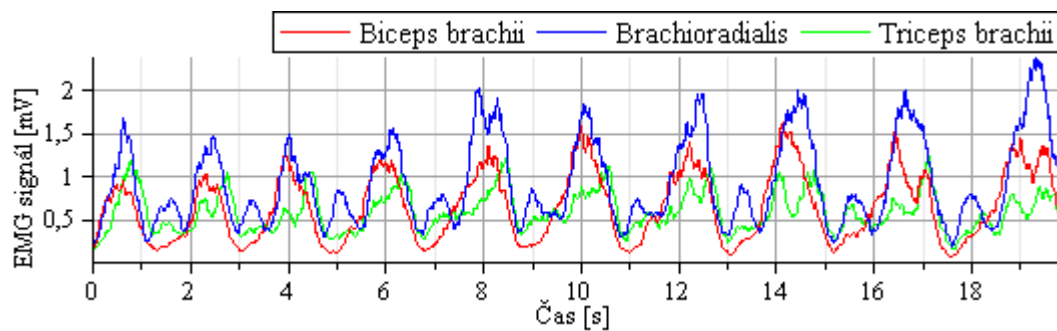
Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu se zátěží 6 kg (subjekt B)



Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu bez zátěže (subjekt C)



Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu se zátěží 3 kg (subjekt C)



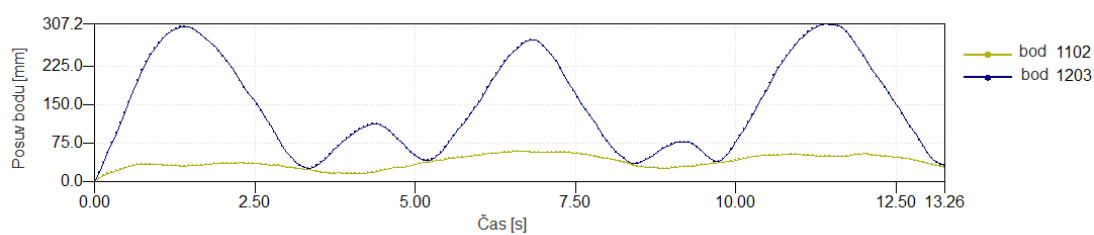
Průběh EMG signálu v závislosti na čase při provádění flexe a extenze horní končetiny v loketním kloubu se zátěží 6 kg (subjekt C)

Příloha 3: Ukázka souřadnic bodů získaných prostřednictvím systému Pontos

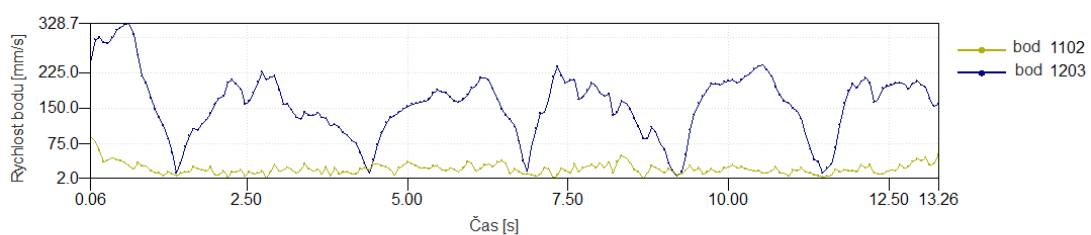
Point	Time	x	y	z
1203	0.0000	47.7700	-99.8146	-59.7597
1203	0.0667	52.7624	-84.2689	-60.2918
1203	0.1333	58.3194	-65.5162	-61.9552
1203	0.2000	63.8360	-46.3866	-63.2788
1203	0.2667	68.5406	-27.8761	-65.4279
1203	0.3333	72.1577	-9.2525	-67.6696
1203	0.4000	73.9194	10.4602	-70.0623
1203	0.4667	74.2708	31.3706	-72.1320
1203	0.5333	73.5047	52.6057	-73.7733
1203	0.6000	71.1815	74.1841	-74.9223
1203	0.6667	67.4632	95.7469	-76.2207
1203	0.7333	63.2562	115.6500	-77.9624
1203	0.8000	59.4871	132.5772	-79.8072
1203	0.8667	55.8563	146.5400	-81.6581
1203	0.9333	51.5620	159.2724	-82.8673
1203	1.0000	47.3859	169.7601	-84.6286
1203	1.0667	43.2224	178.6243	-85.3676
1203	1.1333	39.0597	186.2185	-86.0560
1203	1.2000	35.3516	192.7770	-85.5470
1203	1.2667	33.0308	197.6764	-83.9342
1203	1.3333	31.4749	200.9867	-83.1720
1203	1.4000	31.4887	201.8435	-82.8498
1203	1.4667	32.6564	200.1339	-81.9515
1203	1.5333	34.3128	196.3365	-84.0407
1203	1.6000	36.7346	190.7799	-84.7303
1203	1.6667	38.8873	184.2965	-86.7147
1203	1.7333	41.0734	177.7265	-86.4997
1203	1.8000	43.4646	170.3752	-86.5807
1203	1.8667	46.0919	162.4414	-86.3964
1203	1.9333	48.8933	153.6152	-86.9044
1203	2.0000	52.3228	143.6352	-86.7237
1203	2.0667	55.5215	132.7693	-86.1521
1203	2.1333	57.9361	121.2959	-87.0233
1203	2.2000	61.0030	108.0225	-86.6434
1203	2.2667	63.3640	94.2516	-85.4805
1203	2.3333	64.6008	80.9311	-86.5139
1203	2.4000	65.1988	68.2731	-87.6114
1203	2.4667	65.1278	57.7256	-86.8453
1203	2.5333	65.1982	46.7517	-87.6299
1203	2.6000	65.1880	34.6731	-86.1128
1203	2.6667	64.6237	21.1437	-83.8039

Souřadnice xyz bodu 1203

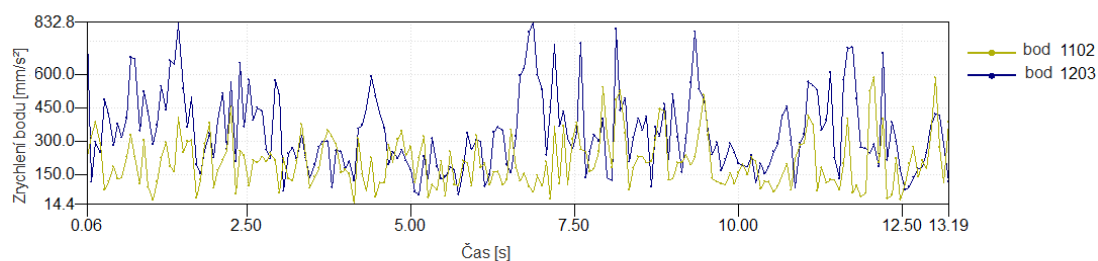
Příloha 4: Průběhy posuvů, rychlostí a zrychlení bodů vzniklé v softwaru systému Pontos



Posuv bodů v závislosti na čase



Rychlost bodů v závislosti na čase



Zrychlení bodů v závislosti na čase